

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

## **Šíření Diadynamických proudů v tkáni lidského organismu**

diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:  
PhDr. Jitka Čemusová, Ph.D.

Vypracoval:  
Bc. Jaroslav Šmelhaus

Praha, 2010

## Souhrn:

**Název práce:** Šíření Diadynamických proudů v tkáni lidského organismu

**Thesis title:** Conduction of Diadynamic current in tissue of the human organism

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Jaroslav Šmelhaus

**Cíl práce:** Zjistit jaké bude působení na vzdálené svalové skupiny při aplikaci Diadynamických proudů do motorického bodu určitého svalu a vliv frekvence na šíření proudu v organismu.

**Metoda:** Diplomová práce je zpracována na podkladě pilotního experimentu, který je založen na zkoumání šíření DD proudů. Experiment je proveden u šesti probandů, kteří nevykazují známky únavy, svalového přetížení či chorob nervosvalového přenosu. Pro ověření výše stanovených cílů byl využit přístroj PhySys (Zimmer Medizin System), ze kterého jsem aplikoval DD proud. K objektivizaci a záznamu šíření proudu jsem použil 8 kanálový polyEMG přístroj. Analýze dat a vyhodnocení EMG signálu proběhlo v programu MyoResearch XP. Vzhledem k nízkému počtu pacientů má výzkum pilotní charakter a jeho výsledky nejsou statisticky zpracovány.

**Výsledky:** Elektrickou aktivitu jsem naměřil i na vzdálenějších svodech od místa aplikace (svod m. triceps barchii, m. biceps femoris a m. trapezius obostraně), avšak výkon ( $\mu V^2$ ) na těchto svodech byl téměř nebo zcela zanedbatelný při porovnání se svody z místa aplikace DD proudů (mm. paravertebralis). DF typ DD proudů dosahuje větších hodnot výkonu elektrické aktivity než MF, avšak rozdílná frekvence DD proudů (MF – 50 Hz, DF - 100 Hz) na šíření elektrické aktivity do vzdálených svalových skupin vliv neměla. Hodnoty elektrické aktivity na vzdálenějších svodech naměřené při testech interferujícího šumu se nepatrně zvýšily při aplikaci DD proudů

**Klíčová slova:** DD proudy, EMG, akční potenciál, šíření elektrického proudu

## English abstract:

**Thesis title:** Conduction of Diadynamic current in tissue of the human organism

Thesis is executed as primary experiment, based on an investigation of DD current's diffusion. Experiment is focused on six volunteers, showing no symptoms of fatigue, muscular overload or diseases of neuro - muscular transmission. To verify established intentions and goals, apparatus PhySys (Zimmer medizin system) was used, from which I applied DD current. I used 8 gutter polyEMG apparatus as a measure methodology to record the distribution of the current. Data analyses and evaluation of EMG signal was processed in program MyoResearch XP. The research has immediate character and its results are not statistically managed for the reason of low number of inmates.

**Name:** Bc. Jaroslav Šmelhaus

**Keywords:** Diadynamic current, EMG, action potential, conduction of electric current

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v seznamu.

.....

Bc. Jaroslav Šmelhaus

Děkuji PhDr. Jitce Čemusové, Ph.D. za odborné vedení práce, poskytnutí cenných informací a možnost naměření potřebných dat. Svým probandům pak za jejich trpělivost a ochotu při provádění výzkumu. Dále děkuji Bc. Lucii Orságové za psychickou podporu při zpracovávání této diplomové práce.

Souhlasím se zapůjčením práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatелů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:	Číslo obč. průkazu:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	---------------------	------------------	-----------

## OBSAH:

1.	ÚVOD .....	18
2.	CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	19
2.1.	DÍLČÍ ÚKOLY DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	19
2.2.	STANOVENÉ HYPOTÉZY.....	19
3.	ČÁST OBECNÁ .....	20
3.1.	BIOFYZIKA A NEUROFYZIOLOGIE LIDSKÉHO ORGANIZMU .....	20
3.1.1.	ELEKTRICKÉ VLASTNOSTI LIDSKÉHO ORGANIZMU .....	20
3.2.	ELEKTROTERAPIE.....	24
3.2.1.	BEZKONTAKTNÍ ELEKTROTERAPIE .....	24
3.2.2.	KONTAKTNÍ ELEKTROTERAPIE .....	25
3.2.3.	DIADYNAMICKÉ PROUDY (DD) .....	26
3.3.	ELEKTROANALGEZIE A TEORIE BOLESTI .....	36
3.3.1.	METODY ELEKTROANALGEZIE .....	36
3.3.2.	TEORIE BOLESTI .....	36
3.4.	EMG METODA .....	37
3.4.1.	EMG APARÁT .....	38
3.4.2.	MOTORICKÁ JEDNOTKA A SVALOVÉ VLÁKNO .....	38
3.4.3.	FUNKCE NERVOSVALOVÉ PLOTÉNKY .....	38
3.4.4.	ELEKTRICKÁ AKTIVITA SVALU .....	39
3.4.5.	OBECNÁ VÝCHODISKA PRO PRAXI .....	40
3.4.6.	CHARAKTERISTIKA EMG SIGNÁLU U VOLNÍ KONTRAKCE SVALU .....	42
3.4.7.	STUDIE NERVOVÉHO VEDENÍ TZV. KONDUKČNÍ STUDIE.....	43
4.	ČÁST EXPERIMENTÁLNÍ .....	46

4.1.	METODIKA VÝZKUMU .....	46
4.1.1.	SOUBOR VYŠETŘOVANÝCH OSOB .....	46
4.1.2.	TECHNICKÉ VYBAVENÍ PRO VÝZKUM.....	46
4.1.3.	PODMÍNKY APLIKACE A MĚŘENÍ .....	46
4.1.4.	APLIKACE DIADYNAMICKÉHO PROUDU A EMG MĚŘENÍ .....	47
4.1.5.	ANALÝZA DAT .....	49
5.	VÝSLEDKY MĚŘENÍ .....	50
5.1.	ZÁZNAM MĚŘENÍ JEDNOTLIVÝCH PROBANDŮ:.....	50
5.1.1.	TEST INTERFERUJÍCÍHO ŠUMU PŘI VYPNUTÉM PŘÍSTROJI PHYSYS (ZIMMER MEDIZIN SYSTEM) U PROBANDA ČÍSLO 2.....	51
5.1.2.	TEST INTERFERUJÍCÍHO ŠUMU PŘI ZAPNUTÉM PŘÍSTROJI ZIMMER ELEKTROMEDIZIN .....	52
5.1.3.	MĚŘENÍ MF A DF (DD PROUDŮ) U JEDNOTLIVÝCH PROBANDŮ .....	53
5.1.4.	HODNOCENÍ VÝZKUMU .....	64
6.	DISKUZE .....	73
7.	ZÁVĚR.....	75
8.	POUŽITÉ ZKRATKY.....	77
9.	SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ.....	78
9.1.	OBRÁZKY .....	78
9.2.	TABULKY.....	78
9.3.	GRAFY.....	78
10.	POUŽITÉ ZDROJE .....	80
11.	PŘÍLOHY .....	84





## 1. ÚVOD

O léčebných účincích elektroterapie jsou záznamy již ze starého Egypta, kdy se používaly výboje rejnoka elektrického, například k léčbě paréz (Kitchen, Bazin, 2009). Elektroterapie prošla velkým vývojem, který stále pokračuje díky technickým možnostem dnešní doby. Je to oblast fyzikální terapie, která používá aplikaci elektrických proudů na živý organismus pro terapeutické, ale i diagnostické účinky. Ve fyzioterapeutické praxi se často využívá pro odstranění bolesti neboli elektroanalgezií.

Pro moji diplomovou práci jsem si vybral Diadynamické proudy, které se právě při léčbě bolesti využívají. DD jsou velmi rozšířenou formou nízkofrekvenční terapie. Principem této metody je aplikace nízkofrekvenčních sinusových monofázických proudů (DOSIS), nasedajících na galvanickou složku (BASIS), (Capko, 1998).

Předmětem výzkumné části diplomové práce je šíření Diadynamických proudů v tkáni lidského organismu a vliv frekvenční modulace daného elektrického proudu.

V první části mé diplomové práce se zabývám teorií biofyziky a neurofyzologie, elektrickými vlastnostmi lidské tkáně, Diadynamickými proudy a jejich využitím v klinické praxi. Pro analgetické účinky těchto proudů uvádím nejznámější teorie bolesti.

Druhá část obsahuje metodiku výzkumu, vlastní výzkumnou část, hodnocení a výsledky studie. Předmětem experimentu je šíření Diadynamických proudů v tkáni lidského organismu a vliv frekvenční modulace daného elektrického proudu.

Měřicí metodou šíření elektrické aktivity v lidské tkáni je povrchové elektromyografie. EMG je vyšetřovací metoda používaná pro měření elektrické aktivity svalu a nervu, který daný sval řídí (Varsík, Černáček, 2004).

## 2. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem mé diplomové práce je zjistit, jaké bude působení na vzdálené svalové skupiny při aplikaci Diadynamických proudů do motorického bodu určitého svalu a při použití různých frekvencí Diadynamických proudů. Otázkou tedy je, zda odpověď organismu ovlivní rozdílné nastavení frekvence a typu DD proudů.

### 2.1. Dílčí úkoly diplomové práce

- Seznámit se s problematikou Diadynamických proudů a vytvoření rešerše.
- Najít zdravé probandy, kteří budou na výzkumu participovat.
- Aplikovat Diadynamické proudy určité frekvence a intenzity za současného snímání EMG signálu EMG.
- Vyhodnocení EMG signálu a analýza dat.
- Výsledky vycházející z hodnocení porovnat v rámci jednotlivého probanda a v rámci studie ostatních kolegů s rozdílným typem elektroterapie.

### 2.2. Stanovené hypotézy

1. Šíření elektrického potenciálu v organismu bude přesahovat lokalitu drážděného svalu.
2. Šíření proudů bude rozdílné u různých frekvencí (50 Hz, 100 Hz).

### 3. ČÁST OBECNÁ

V teoretické části se budu zabývat problematikou biofyziky, neurofyzologie a hlavně Diadynamických proudů a vzhledem k tomu, že mají také analgetický účinek, budu se zde věnovat i teorii bolesti. Jako měřicí metodu budu v mé studii používat EMG, proto se zde také zmíním o základní charakteristice této diagnostické metody.

V praktické části se budu věnovat otázce šíření a adaptace organismu při aplikaci elektroanalgetických Diadynamických proudů analýzou EMG signálů.

#### 3.1. Biofyzika a neurofyzologie lidského organismu

##### 3.1.1. Elektrické vlastnosti lidského organismu

Elektrický proud je usměrněný pohyb částic s elektrickým nábojem, který se do organismu dostává ze zevních zdrojů či vzniká ve vlastním organismu a to na membránách vzrušivých tkání a orgánů. Elektrické vlastnosti všech tkání se studují ze dvou aspektů: (i) pasivní elektrické vlastnosti, tj. chování tkání a orgánů v elektrickém poli, (ii) aktivní elektrické vlastnosti, tj. elektrické jevy vznikající na membránách excitabilních nervových a svalových buněk (Navrátil, Rosina, 2005).

##### 3.1.1.1. Pasivní elektrické vlastnosti svalové tkáně

Pasivní elektrické vlastnosti jsou dány přítomností částic s elektrickým nábojem. Živá tkáň se v elektrickém poli pro svoji mikroskopickou a makroskopickou nehomogennost chová jako zvláštní druh elektrického vodiče. Do organismu se elektrický proud dostává přes místa nejmenšího odporu, a to přes vlasové folikuly nebo vývody potních žláz, kde se dále šíří přes různé struktury s rozlišeným chemickým složením, jako jsou mezibuněčný prostor, buněčné membrány, cytoplazma. Jednotlivé struktury se liší svojí měrnou vodivostí (tj. veličina charakterizující lokální elektrickou vodivost). Největší odpor pro průchod elektrického proudu kladou buněčné membrány, jejichž měrná vodivost je výrazně nižší, než u mezibuněčného prostoru a cytoplazmy buněk. Mnohem

lepším vodičem je mezibuněčná tekutina, kterou společně s cytoplazmou můžeme řadit mezi vodiče druhého řádu, ve kterých se vedení elektrického proudu uskutečňuje elektrolyticky (tj. pomocí iontů), to znamená, čím více elektrolytů, tím větší vodivost (menší odpor). Například plošný odpor suché pokožky dosahuje hodnoty  $200 \Omega \cdot m^{-2}$  a odpor navlhčené kůže je o mnoho nižší ( $2 \Omega \cdot m^{-2}$ ). Nejlepšími vodiči stejnosměrného proudu jsou krev, mozkomíšní mok a svaly. Elektrický odpor tkání závisí na funkčním stavu, např. nedostatek kyslíku zvyšuje odpor a zástava životních pochodů zase odpor snižuje a jeho konečná hodnota u mrtvé tkáně odpovídá elektrickému odporu cytoplazmy, což svědčí o rozpadu buněčných membrán (Nordin, 2001).

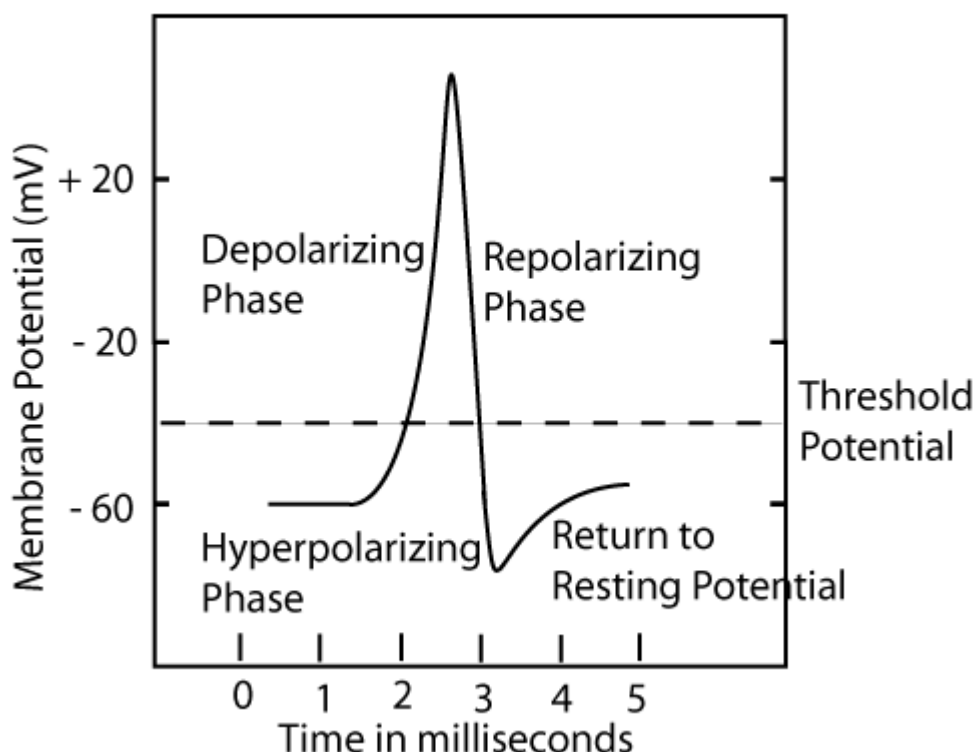
Většina buněk lidského organismu je dielektrikem, v němž nejsou náboje volně pohyblivé, ale vážou se na atomy a molekuly. Dipolové molekuly jsou neuspořádané a pro jejich různou orientaci se účinek elektrického náboje navenek ruší. Při působení vnějšího el. pole se tyto dipóly orientují a výsledkem je polarizace dielektrika, kde vnitřní el. pole je opačné polarity než vnější. Pohybem elektrických nábojů v dielektriku vznikne posuvný proud. Právě střídavý el. proud je veden přes tkáně jako posuvný proud. Účinky střídavého proudu při průchodu organismem závisí zejména na jeho frekvenci (Navrátil, 2005; Nordin 2001; Macintosh, Gardiner, Mc Comas, 2006).

#### 3.1.1.2. Aktivní elektrické projevy svalové tkáně

Membrána každé živé nervové či svalové buňky může být zdrojem potencionálního rozdílu. Je-li buňka v klidu, jedná se o klidový membránový potenciál. Elektrické projevy po podráždění buněk popisujeme jako činnost neboli akční membránový potenciál. Tyto projevy jsou již dlouho známy u mnoha druhů mořských ryb (el. úhoř, rejnok). Membránové potenciály jsou dány nerovnoměrným rozdělením iontů po obou stranách membrány. Díky aktivnímu a pasivnímu přenosu iontů přes membránu, vzniká na membránách excitabilních buněk elektrická potenciálová diference, která patří mezi mechanismy udržující celkovou rovnováhu buněk. Elektrické projevy mají významnou úlohu v procesech excitace svalové tkáně, kódování a při přenosu informace nervovými buňkami (MacIntosh, Gardiner, Mc Comas, 2006).

**Klidový membránový** potenciál vzniká při podmínkách fyziologického klidu na membránách excitabilních buněk, kde je nerovnoměrné rozložení základních iontů (draselné, chloridové, vápenaté a sodíkové), (Lamb, 1992). Hodnota klidového membránového potenciálu u svalových nebo nervových buněk v závislosti na typu buněk kolísá v rozmezí – 50 mV až -100 mV (nitro buňky negativní). Tento klidový membránový potenciál je typický pro všechny živé buňky. Navrátil a Rosina ve své publikaci uvádí, že změny potenciálu jsou schopné jen buňky vzrušivé (svalové, nervové), které mají schopnost měnit propustnost pro ionty (Trew, Everett 2005; Pokorný, 2001; Rokyta, 2000).

Víme, že obecnou vlastností všech živých organismů je dráždivost a schopnost buňky reagovat na toto dráždění nazýváme vzrušivost. **Akční potenciál** je odpověď nervového vlákna (obdobně i svalové buňky či buňky myokardu) na snížení hodnoty klidového membránového potenciálu depolarizací pod prahovou hodnotu. Akční potenciál vzniká jako následek podráždění, kdy se otevřou iontové kanály a tím se zvýší propustnost membrány pro některé ionty a to zejména  $\text{Na}^+$  (až 600x). Následkem je zrychlení toku iontů  $\text{Na}^+$  z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než iontů  $\text{K}^+$  naopak. Dojde tudíž k vyrovnání až k transpolarizaci (tj. nitro buňky se stává kladným) záporného náboje uvnitř buňky (Blažek, 2006). V další fázi, kdy se potenciál membrány vrací zpět ke klidové hodnotě se membrána stává propustnější pro ionty  $\text{K}^+$  než  $\text{Na}^+$ . Podnět k vyvolání akčního potenciálu na excitabilní buňce musí být schopen snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového či nadprahového podnětu, protože zde platí zákon „vše nebo nic“ (tj. buď je podnět dostatečně silný k vyvolání akčního potenciálu, nebo ne). Po proběhnutí akčního potenciálu následuje fáze repolarizace s milisekundovou absolutní refrakterní periodou, kdy nejde další akční potenciál vyvolat (Ganong, 1995; Trojan, 2003). V další fázi lze vyvolat akční potenciál pouze nadprahovým podnětem, nazýváme jí relativní refrakterní periodou, která trvá 10 až 15 ms. Rychlost šíření akčního potenciálu je rozdílná u vláken myelizovaných a nemyelizovaných. U myelizovaných se vzruch šíří až desetkrát rychleji (Navrátil, Mourek, Rosina, 2005). Rychlost může dosáhnout až hodnoty 120 m/s (Mourek, 2005; Basmajian, 1985, Robinson, 2003).



Obrázek 1: Schéma akčního potenciálu, (Trew, Everett 2005).

Při svalové činnosti akční potenciál vzniká a šíří se na základě podobných mechanismů, jako tomu je u nervových buněk. Pověly k činnosti kosterních svalů přicházejí od zakončení axonů motorického nervu, které jsou spojeny s různým počtem svalových vláken. Motorická jednotka je tvořena svalovými vlákny ovládanými jedním axonem. I zde platí pravidlo „vše nebo nic“ tak, že všechna vlákna jsou aktivována téměř současně (Navrátil, Rosina, 2005; Trew, Everett 2005).

### 3.1.1.3. Elektrický proud v tkáni lidského organismu

Známe mnoho faktorů ovlivňujících reakci organismu na procházející proud. Patří sem: typ proudu (střídavý, stejnosměrný), intenzita, napětí, odpor tkání, směr, kterým proud v organismu postupuje, ale i stav jedince při aplikaci elektrické energie. (Fish, 2009).

Vstup proudu do těla závisí především na specifickém odporu kůže. Epidermis má poměrně vysoký odpor, který s vrstvou tuku a kožním mazem tvoří dobrý izolátor, na

rozdíl od vnitřní vrstvy kůže, která má značný obsah vody a elektrolytů, a je proto dobrým vodičem (Uhrová, a kol.). Carter uvádí řadu faktorů ovlivňujících elektrickou impedanci, neboli odpor kůže člověka, a to věk, pohlaví, rasa, anatomická pozice kůže, přítomnost či nepřítomnost ochlupení. Dále velikost, četnost a tvar vlny elektrického proudu, ale i vlhkost, teplota, tvar povrchu kůže, celkový fyzický stav organismu (Carter, 1979).

Vše v živém organismu je v pohybu a mění se magnetické pole asociuje s měněním se elektrickým polem. Intenzita endogenního elektromagnetického pole a pulzního elektromagnetického pole stoupá s pohybem svalů, šlach a činností musculosceletárního systému jako takového. Vibrace lidských svalů způsobí mechanické napětí a tím vznikne proud o určité frekvenci (5 – 30 Hz), která může být nalezena u měření při aktivitě posturálních svalů (klidný stoj) a o 10 Hz více při chůzi. Tyto svalové kontrakce způsobují také elektrické pole v kostní tkáni, důležité pro udržování kostní hmoty. Celý organismus, od buněk až po celé orgány, je v pohybu. Tudíž, v živé tkáni je alternující pole, tak jako kombinaci el. pole a mag. pole ve velmi nízké frekvenci (Funk, 2008).

### 3.2. Elektroterapie

Je mnoho způsobů, jak rozdělit elektroterapii. Ve své diplomové práci používám rozdělení podle způsobu aplikace na elektroterapii bezkontaktní a kontaktní (Poděbradský, 1998).

#### 3.2.1. Bezkontaktní elektroterapie

Při bezkontaktní elektroterapii je naopak elektrický proud aplikován do organismu ve formě elektromagnetického pole, již bez vodivého kontaktu s kůží či sliznicí (Poděbradský, 1998). Do této kategorie dle Capka (1998) řadíme:

- vysokofrekvenční terapii ( $f \geq 100\,000$  Hz) – diatermie (krátkovlnná, ultrakrátkovlnná, mikrovlnná)
- distanční elektroterapie



- magnetoterapie

### 3.2.2. Kontaktní elektroterapie

Při kontaktní elektroterapii je elektrický proud do organismu přiváděn elektrodami, vodivě připojenými na kůži (sliznici). Do této skupiny patří i DD proudy, které jsou meritem mého výzkumu v diplomové práci. Pro přehlednost rozdělení kontaktní elektroterapie předkládám tabulku č. 1.

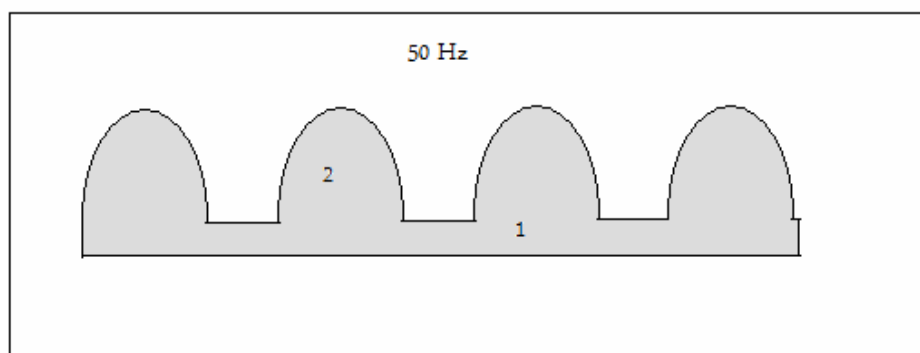
Kontaktní elektroterapie			
<b>galvanoterapie:</b>	klidová galvanizace		
	čtyřkomorová lázeň		
	elektroléčebná vana		
	iontová lázeň		
	iontoforéza		
<b>nízkofrekvenční terapie</b> ( $f \Rightarrow 0$ až 1000 Hz)			
	Diadynamické proudy		
	TENS		
	speciální proudy		
<b>Středněfrekvenční proudy</b> ( $f=1001$ až 100 000 Hz)			
	Nemodulovaná		
	Modulovaná	bipolární aplikace $sf(b)$	
		tetrapolární aplikace $sf(t)$	Izoplanární vektorové pole (IVP)
			klasická interference (IF)
			dipolové vektorové pole (DVP)

Tabulka 1: Rozdělení kontaktní terapie, (Poděbradský, 1998; Capko, 1998).

### 3.2.3. Diadynamické proudy (DD)

DD jsou velmi rozšířenou formou nízkofrekvenční terapie. Bernard, francouzský stomatolog, v roce 1929 objevil tyto proudy náhodně, díky poruše přístroje klidové galvanizace, který používal jako analgetickou metodu po extrakci zubu. Proto se také těmto proudům říká „Bernardovy proudy“. DD proudy patří mezi metody elektroanalgezie. Principem této metody je aplikace nízkofrekvenčních sinusových monofázických proudů (DOSIS), nasedajících na galvanickou složku (BASIS), (Capko, Poděbradský, 1998).

Použití těchto dvou složek (galvanické a pulzní) dalo této metodě i název (dia - dvě, dynamé – síla). Impulzní složka, která nasedá na galvanickou, je odvozena od síťového harmonického proudu s frekvencí 50 Hz. Účinky sinusového impulzního proudu jsou inhibiční nebo facilitační (Robinson, Mackler, 2008). Účinek DD proudů je dle Capka, závislý na frekvenci, intenzitě, době trvání, vlastnostech tkáně a patologických změnách. Proudů s frekvencí 100 Hz se nejčastěji používají pro jejich analgetický účinek, s frekvencí 50 Hz mají spíše účinek dynamogenní (excitace, facilitace a tonizace) odstraňující edém perineuria a s ním také bolest, avšak analgetický účinek zde není tak výrazný. (Capko, 1998; Calta, 1994; Robinson, Mackler, 2008).



Obrázek 2: Schéma DD proudu: 1 - galvanická složka (BASIS), 2 - pulzní složka (DOSIS - znázorněn proud MF), (Poděbradský, 1998).

### 3.2.3.1. Druhy pulzní složky DD proudů a jejich účinky

DD proudy dělíme dle Capka a Poděbradského na dva základní druhy, a to na MF a DF proudy. V praxi se ale mnohem častěji využívají jejich kombinace neboli tzv. koktejly. Kombinací druhů pulzní složky (MF, DF, CP, LP, RS, MM, CCFO, CP-ISO – viz. níže) lze docílit zefektivnění požadovaného účinku DD proudů. Například účinek DF proudů dokáže snížit nepříjemné pocity při průchodu modulovaných proudů tkáněmi a proto je při terapii výhodné začít právě tímto druhem pulzní složky po dobu 1-2 minut, a tak umožnit použití vyšší intenzity následujících proudů pro lepší účinek. Při kombinaci CP s LP je nutné dodržet toto pořadí, kdy CP intenzity prahově motorické zvýší prokrvení a LP intenzity prahově senzitivní zmírní bolest. V opačném pořadí je kombinace bez požadovaného efektu. Tato kombinace je vhodná pro terapii lokálních i rozsáhlých svalových hypertonií (Capko, Poděbradský, 1998). V následujících odstavcích uvádím jednotlivé druhy pulzní složky s jejich dominantním účinkem, nejčastějšími indikacemi, používanými intenzitami a subjektivními pocity pacienta při aplikaci.

- **MF** – monophasé fixe: jednocestně- usměrněný síťový proud,  $f = 50$  Hz, délka impulzu 10 ms a délka pauzy 10 ms (Poděbradský, 1998; Robinson, Mackler 2008)

Účinek: silně dynamogenní v intenzitě nadprahově motorické, méně výrazný analgetický (ale delší trvání)

Subjektivně: pocity vibrace, trvalé a pronikavé stlačení, svírání

Indikace: u spastických bolestí (Capko, 1998)

- **DF** - diphasé fixe: dvoucestně – usměrněný síťový proud,  $f = 100$  Hz, délka impulzu 10 ms a délka pauzy 0 ms

Subjektivně: pacient má pocit jako by mu elektroda klouzala s pokožky a pocit ztráty kontaktu. Obnovení pocitu brnění a chvění dosáhneme zvýšením intenzity.

Účinek: převážně analgetický v intenzitě nadprahově senzitivní, slabý dynamogenní. Pro rychlou nastupující adaptaci tkání je optimální doba aplikace 1 – 2 minuty (s výjimkou gangliotropní aplikace) a používá se hlavně jako „premedikace“ před dalšími typy proudů u jedinců s nízkým kožním odporem a sníženou tolerancí vnímání průchodu elektrického proudu.

Indikace: spastické bolesti (aplikace v nárazech 10 – 15 s., intenzita je prahově až neprahově senzitivní.

Dle Poděbradského a Vařeky (1998) adaptace tkání lidského organismu na aplikovaný proud, se snížením až ztrátou účinku, je u obou výše uvedených proudů velmi výrazná a vzniká do 2 minut (Poděbradský, 1998).

Kombinací (modulací) těchto základních proudů vznikají:

- **CP** – courant modulé en courtes périodes

Frekvenční modulace skokem: 1 sekunda MF (50 Hz), 1 sekunda DF (100 Hz)

Účinek na obou periodách: dynamogenní, hyperemizační, vazodilatační, eutonizační. Používá se i izolovaně (např. ICHDK), a v kombinaci s jinými proudy (DF, LP), které se používají u hypertonických, bolavých svalů s omezením cirkulace a i subakutních posttraumatických stavů (zvýšení žilního odtoku, resorbce hematomu), ne prvních 48 hodin po úrazu. Zvýraznění dráždivého účinku je dosaženo jednak krátkou délkou trvání jednotlivých typů proudů, jednak frekvenční modulací skokem.

Intenzita: prahově až nadprahově motorická

- **LP** – courant modulé en longues périodes

Frekvenční + amplitudová modulace – po několika sekundách průběhu MF vyplňuje pauzy mezi impulzy druhá půlvlna s postupně se zvyšující amplitudou (undulující), která po dosažení nastavené intenzity mění původní MF na DF. Několik minut probíhá DF a opět plynule přechází na MF.

Účinek: převážně analgetický, díky dobré toleranci pacienty může být používán izolovaně nebo v kombinaci. K terapii se používá při funkčních i organických poruchách pohybového systému. Analgetický účinek je akcentován delšími časy průběhu jednotlivých proudů, plynulou frekvenční modulací a celkově delší aplikací proudu DF

Intenzita: nadprahově senzitivní

- **RS** – rytmé syncopé – rytmicky přerušovaný proud MF – 1 sekunda MF, 1 sekunda pauza

Účinky: dráždivé, motorické. Pro elektrogymnastiku se nepoužívá pro bolestivé kontrakce.

Intenzita: nadprahově motorická.

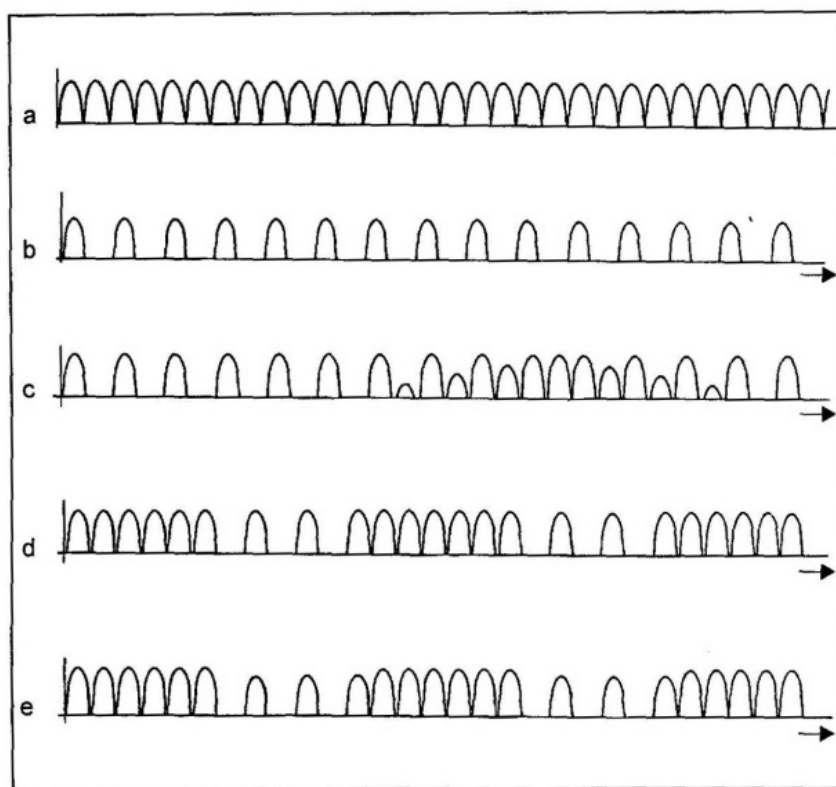
- **MM** – monofázé modulé – (amplitudově modulovaný proud MF) a **CCFO** – courant continu faiblement modulé – (konstantní DF s vysokou galvanickou a nízkou pulzní složkou). Novější přístroje už jejich aplikaci neumožňují.

- **CPI – ISO (=CP<sub>id</sub>)** – izodynamický CP modifikovaný proud CP – intenzita DF je vyšší o cca 18%. Tato konstrukční úprava využívá lepší tolerance organismu pro proud s vyšší frekvencí. Účinky tohoto proudu jsou kombinací účinků proudů CP a LP.

Účinky: střídá se zde 1 sekunda MF a 1 sekunda DF. Protože proud DF je výrazně lépe tolerován než MF (vyšší frekvence) a má převážně analgetické účinky, je zvýšená intenzita složky DF (proti MF) o 12 až 18 %. Tento proud má proto jak analgetické, tak i vazodilatační a antiedematozní účinky, takže může být aplikován místo kombinace CP + LP.

Intenzita: podprahově motorická pro DF, nadprahově motorická pro MF

Všechny kombinace základních proudů nasedají na galvanickou složku a byly konstruovány s cílem zabránit adaptaci tkání, která je překážkou delší aplikace nemodulovaných proudů MF a DF (Capko, 1998; Poděbradský, 1998; Hupka 1993; Robinson, Mackler, 2008).



Obrázek 3: Druhy pulzní složky Diadynamických proudů: a — DF, frekvence 100 Hz; b — MF, frekvence 50 Hz; c — LP, plynulá frekvenční modulace 50 až 100 Hz; d — CP, frekvenční modulace 50 až 100 Hz skokem; e — CP-ISO, jako CP, intenzita DF složky vyšší o přibližně 18% (Capko, 1998).

#### 3.2.3.2. Přepólování proudu

Pro galvanickou složku DD proudů je nutno počítat s možným leptavým účinkem a to zejména při aplikaci delší než 6 min. V tomto případě musíme změnit polaritu elektrod neboli přepólovat. Pokud nelze provést přepólování, nemožnosti přepólování použijeme ochranné roztoky, abychom zabránili poleptání pacienta (Capko, Poděbradský, 1998).

### 3.2.3.3. Způsoby aplikace

Poděbradský a Vařeka (1998) rozdělili způsoby aplikace DD proudů, dle několika aspektů. Jednotlivé způsoby aplikace a jejich využití u indikací elektroterapie popisují v následujícím odstavci.

**Transregionální** - používá se na klouby, místa úrazů (distenze, kontuze, distorze – po 2 dnech po úrazu), působí relativně do hloubky.

**Radikulární** – používá se u případů, kdy je přímá aplikace kontraindikována (Sudeckova algodistrofie), aplikuje se paravertebrálně na segment odkud odstupují nervy pro danou oblast

**Segmentální** – ovlivnění Haedových zón a tím i vnitřních orgánů, jejichž porucha tyto zóny vyvolala. Způsob aplikace spočívá v přiložení jedné elektrody paravertebrálně stejnostraně v příslušném segmentu a druhé na hyperalgickou zónu.

**Longitudinální** – uplatnění má při ischemické chorobě dolních končetin. Při aplikaci, která je (dle Capka 20 – 25 minut) bez možnosti změny polarity musíme použít ochranných roztoků. Intenzita je nadprahově senzitivní. Při této aplikaci se přikládá velká katoda na lýtko, anoda paravertebrálně homolaterálně v oblasti L3 – S1.

**Gangliotropní** – využívá se k ovlivnění především sympatické aktivity (končetiny) a je nutná značná opatrnost. Používá se proudů DF (adaptace sympatických pletení je výrazně pomalejší než u okolních tkání), doba aplikace je 10 – 12 minut, intenzita nadprahově senzitivní.

**Cílená na jednotlivé svaly** – adjuvantní terapie lokálních reflexních změn ve svalech s použitím výrazně asymetrických elektrod (malá přímo na reflexní změny, velká na úpon) nebo na bolestivý spazmus tonických svalů (obě elektrody na svalové břicho), kombinace CP + LP nebo CP-ISO samostatně (Poděbradský, Vařeka, 1998; Capko, 1989).

### 3.2.3.4. Elektrody a ochranné roztoky

Pro aplikaci el. proudu jsou nutné elektrody, což je speciální zakončení vodiče. Elektrody je možné dělit hned podle několika parametrů. Základní dělení je na záporné a kladné, kontaktní a bezkontaktní. V dalším odstavci se budu zabývat právě těmi

kontaktními, protože ty využíváme při aplikaci Diadynamických proudů. Pro vyloučení výše zmiňovaného leptavého účinku galvanické složky Diadynamických proudů musí být při aplikaci vloženy mezi kůži a elektrodu elektrodová podložka, které je nasáklá ochranným roztokem. Při aplikaci ostatních druhů kontaktní elektroterapie se používají návleky na elektrody z froté či speciálního porezního materiálu. Elektrody se také dají dělit dle jejich účinné plochy a to na: hrotové – účinná plocha je max.  $3\text{mm}^2$ , kuličkové – účinná plocha  $4\text{--}25\text{ mm}^2$ , deskové – účinná plocha  $25\text{ mm}^2 - 1\text{cm}^2$ . Dále dle materiálu, ze kterého jsou elektrody zhotovené, je můžeme dělit na: kovové, které se nemohou přímo dotýkat kůže, silikonokaučukové (pryžové). Dle způsobu připevnění elektrod na kůži je dělíme na:

- Klasické – elastické popruhy.
- Žehličkové (tzv. dvojče) – dvě kruhové elektrody v držáku s nastavitelným sklonem a vzdáleností.
- Vakuové – využívají podtlaku.
- Balónkové – podtlak gumového balónku.
- Miskové – podtlak vytvářený přístrojem (podtlak může kolísat – vakuová masáž).
- Samolepící – s ochrannou vrstvou pro kůži (Poděbradský, 1998).

Některá literatura uvádí využití vakuových elektrod u aplikace Diadynamických proudů. To se dá považovat za omyl. Podtlak, který vzniká pod elektrodou, vede k vytlačení ohraňovaného roztoku a tím k leptavému účinku galvanické složky proudu. Základním pravidlem u aplikace kontaktní elektroterapie je, že kůže místa určeného k aplikaci musí být odmaštěná (Capko, 1998).

Ochranné roztoky, zabráňující leptavému účinku galvanické složky, chrání pokožku před působením agresivních leptavých kyselých kationtů  $\text{H}^+$  pod anodou a alkalických aniontů  $\text{OH}^-$  pod katodou. Dělíme je tedy na dvě skupiny: **anodové** – Rp.: Natrii chlorati 5,0; Natrii hydroxidati 1,0; Aqua destilata 1000,0 a **katodové** – Rp.: Natrii chlorati 5,0; Ac.



Hydrochlorici dil. 6,5; Aqua destilata 1000,0 (Poděbradský, 1998). I zde existují určitá pravidla, která se musí během aplikace a manipulace s roztoky dodržovat. Při záměně roztoků je leptavý účinek 100% a proto je srozumitelné označení a skladování roztoků na prvním místě bezpečnosti používání (Capko, 1998; Poděbradský 1998).

#### 3.2.3.5. Délka a frekvence procedur

Podle potíží, stádia a účelu, úrovní řízení svalového tonu, osobnosti pacienta a jeho postojů k potížím se určuje druh a kombinace proudu a to velmi individuálně. Bývá pravidlem, čím je proces akutnější, tím kratší bude procedura (3 – 5 min), maxima dosahuje léčba ICHDK (25 min). Délka aplikace je také ovlivněna velikostí požadované oblasti (svalové skupiny) a hloubkou, ve které se pozorovaná tkáň nachází (Poděbradský, 1998). Celková doba aplikace by neměla přesahovat 12 minut, krom výše uvedené výjimky. Akutní stavy někdy vyžadují aplikace i dvakrát denně, běžně se terapie provádí jedenkrát denně. Pro udržovací terapii jen nejčastějším intervalem jedenkrát týdně (Capko, 1998; Hupka 1993).

#### 3.2.3.6. Intenzita DD proudů

U proudů DF a LP obvykle používáme intenzitu nadprahově senzitivní, příp. podprahově motorickou. U proudů CP a CP-ISO obvykle minimálně prahově až nadprahově motorickou. Pro myorelaxaci je možné využít proud LP v intenzitě nadprahově motorické tedy 4 až 6 sekund kontrakce, 12 až 16 sekund relaxace.

<i>Diagnóza</i>	<i>Modulace, místo aplikace</i>	<i>Doba Ošetření (min)</i>	<i>Počet ošetření</i>
<b>Poúrazové stavy</b>			
natažení svalu	CP	4	3 - 5
zhmoždění	CP	3 - 5	3 - 5
distorze lehké	CP	3 - 4	3 - 6
distorze těžké	nejprve DF 2 minuty, pak CP	3 - 4	3 - 6
ztuhnutí kloubu po nečinnosti	CP	5	5 - 7
<b>Choroby pohybové soustavy</b>			
lumbago, lumbalgie	LP	3 + 3	3 - 5
cervikokranialní syndrom, cervi- kobrachialní syndrom, tortikolis, tenzní bolesti hlavy	LP	3 + 3	3 - 5
artrózy, spondylózy, osteoartrózy	LP, CP, CPid	3	3 - 5
periarthritis humeroscapularis	CP - rameno LP - krční páteř LP - bolestivá místa	2 + 3 2 1 - 2	3 - 5
epikondylitida	LP	2 - 3	3 - 5
Dupuytrenova kontraktura	CP	5	4 - 6
Sudeckův syndrom	DF - ganglion stellatum CP – místně	2 2	4 - 6
Svalová atrofie	RS	3 - 5	4 - 6
<b>Neuralgie, neuritidy</b>			
neuralgie n. V	CP	5	
	Jiskry z dráždění n. opticus jsou přechodně. Po 1. a 2. aplikaci může dojít ke zhoršení stavu, dalšími aplikacemi obtíže odezní.		
neuralgie n. VII	CP	1 - 2	3 - 5
neuralgie n. occipitalis	CP - krční páteř CP – místně	1 - 2 2 - 3	3 - 5 3 - 5
neuralgie n. IX	CP - po 1 hod může přijít krize - opakování procedury.	1 + 1	5 - 7
Radikulární onemocnění	CP	2 - 3	3 - 5
herpes zoster	CP	3	5 - 7
<b>Poruchy prokrvení</b>			
Raynaudova choroba	DF - ganglion stellatum CP – lokálně	2 - 3 2	4 - 6
endarteritis obliterans, ICHDK	DF- ganglion sympaticum CP - katoda na lýtko, anoda Paravertebrálně L3 - S1	3 - 4 2 5	4 - 6
akrocyanóza	DF- ganglion sympaticum CP – lokálně	2 2	3 - 5
tromboflebitida	CP	4 - 6	3 - 5
varixy	DF	1 - 2	4 - 6
omrzliny, popáleniny	CP	5	4 - 6

migréna	DF - ganglion cervicale su-perius DF- v průběhu frontální větve a. temporalis superficialis	3 2-3	2 - 3
obliterace	RS	5	10 obden

Tabulka 2: Orientační tabulka indikací DD - proudu (Poděbradský, 1998).

### 3.2.3.7. Adaptace tkání

Adaptací nazýváme snižování amplitudy i frekvence aferentní salvy v tkáni za časovou jednotku při stejné stimulaci. Poděbradský (1998) uvádí, že k výraznému snížení účinku dochází do jedné minuty aplikace a po dvou minutách je bez fyziologických účinků. Proto je na místě měnit určité parametry podávané energie. Jedná se o intenzitu a délku aplikace. Step, což je název pro navýšení při další aplikaci, musí obsahovat dolní a horní hranici rozsahu. Pro zabránění adaptace při aplikaci proudu se nejčastěji používá frekvenční a amplitudové modulace (Capko, 1998).

### 3.2.3.8. Některé z oblíbených omylů a chyb při aplikaci DD proudů

**„Při aplikaci libovolného druhu proudu má pacient cítit mravenčení“.** Proudů DF a LP mají především při intenzitě neprahově senzitivní analgetický účinek a proudy CP, CP – ISO při intenzitě prahově motorické dominují účinkem dráždivým. Pacient cítí 1 sekundu mravenčení a 1 sekundu kontrakci.

**„Intenzita galvanické složky má být prahově senzitivní“.** Intenzita musí být vždy podprahově senzitivní, BASIS je mezi 1 – 3 mA dle velikosti elektrod.

**„Účinek DD proudu se objeví ihned nebo s velkou prodlevou“.** Při správné volbě proudu a lokalizace může dojít do tří hodin k subjektivnímu zhoršení po první aplikaci, avšak pozitivního efektu musí být dosaženo nejpozději po třetí aplikaci. Za jiného stavu musíme změnit terapii.

**„Doba aplikace u DD proudů je zcela libovolná“.** Pro nezanedbatelný leptavý účinek galvanické složky při aplikaci delší jak 6 minut, je nutná polarizace elektrod. Při aplikaci vyžadující delší dobu, je nutné používat ochranné roztoky.

**„DD proudy se dají libovolně kombinovat“.** Při aplikaci DD proudů v koktejkách je nutné dodržování pravidel. Při nesprávné kombinaci může být aplikace bez terapeutického efektu (viz. kombinace proudu).

**„Doba aplikace modulovaných proudů (DF, MF) je libovolná“.** Díky vysoké adaptabilitě, která vzniká do dvou minut, nemá smysl dobu aplikace prodlužovat. Aplikace DF ganglionálně je výjimkou, doba aplikace je zde 10 – 12 minut, protože ganglia adaptaci nepodléhají. Při aplikaci této terapie je nutné udržení nadprahově senzitivní intenzity po celou dobu aplikace (postupné zvyšování intenzity v mA, (Poděbradský, 1998).

### 3.3. Elektroanalgezie a teorie bolesti

Definice bolesti podle M. McCaffery: „Bolest je to, co říká pacient a existuje, když to pacient tvrdí“. (McCaffery, 1983).

#### 3.3.1. Metody elektroanalgezie

Fyzikální terapie zahrnuje řadu metod, které elektroanalgetický účinek využívají nejčastěji. Mezi tyto metody patří léčebné využití **diadynamických**, interferenčních a Träbertových proudů a metod TENS (transkutánní elektrická neurostimulace). Snahy o vysvětlení mechanismů k tlumení bolesti vedli ke vzniku několika teorií.

#### 3.3.2. Teorie bolesti

Teorie je vlastně pokusem o rozluštění problému. Nemusí být ani dostatečně přesvědčivá. Srovnáme-li s ní nové poznatky, zjišťujeme, zda jsou v relaci a na jejich základě můžeme teorii podpořit nebo pozměnit. Budeme-li znát rozdílná vnímání téže stimulace, lépe pochopíme, proč a jak je pacient vnímá. (Melzack, 1978). Existuje mnoho teorií bolesti. Při elektroanalgezii se uvažuje o vrátkové a endorfinové teorii, proto se budu v této kapitole věnovat právě těmto dvěma teoriím.

**Vrátkovou teorii** bolesti formulovali v roce 1965 kanadský psycholog Ronald Melzack a anglický neurofyzikolog Patrick D. Wall. Tato teorie v podstatě předpokládá, že nervový mechanismus v zadních rožích míšních (substantia gelatinosa Rolandi) působí jako vrátka, která mohou zvyšovat nebo snižovat tok nervových vzruchů z periferních vláken do CNS. K inhibici („zavírání vrátek“) může dojít aferentními impulsy ze silných vláken či nervovými vzruchy, přicházejícími z mozku systémem descendentních vláken (tractus corticospinalis, reticulospinalis a extrapyramidové dráhy). Poděbradský (1989) uvádí, že pro podráždění

silných myelizovaných vláken A $\beta$  je optimální použít nízkofrekvenčních proudů s frekvencí 50 až 150 Hz intenzity prahově senzitivní až podprahově motorické. Vedle tohoto systému existují četné vzestupné dráhy (laterální spinotalamický trakt, spinotektální a spinoretikulární). Intenzitu i kvalitu bolestivé percepce ovlivňuje řada struktur na úrovni míchy, mozkového kmene, talamu, limbického systému i mozkové kůry. Významnou roli hraje i vegetativní systém, především sympatikus a dále samozřejmě psychika. Bolest má značný emoční a afektivní náboj. (Bonica, 1974; Melzack, 1965; Melzack, 1978; Melzack, 1989; Melzack et. al., 1997; Křivohlavý, 1992; Kahn, 1994; Prentice, 1994; Ambler, 2004; Rokyta, 2006).

**Endorfínová teorie** vychází z objevu endogenních látek opiátové povahy, které organizmus vylučuje při větším poranění i stresu. Mají výrazný analgetický účinek. Patří mezi ně: *Endorfiny* (31 aminokyselin) působící na morfinové receptory v mozku (hypofýza, hypothalamus), chybějí v míše. *Enkefaliny* (5 aminokyselin) působící v mozku, míše i v periferních nervech. *Dynorfiny* se vyskytují rovněž v celém CNS, sice v menší koncentraci, ale jsou účinnější. Sekrece endorfinů a enkefalinů se zvyšuje při dráždění C vláken fyziologickými (nociceptivními) i nefyziologickými (např. nízkofrekvenční TENS nebo TENS burst) podněty. (Capko, 1998; Poděbradský, 1998; Prentice, 1994).

### 3.4. EMG metoda

Elektromyografie je vyšetřovací metoda používaná pro měření elektrické aktivity. Měření elektrické aktivity svalu a nervu pomáhá určit přítomnost poškození svalové tkáně nebo nervu. Při poranění nervu lze pomocí EMG určit nejen místo, ale i rozsah poškození (Varsík, Černáček, 2004). Elektrické biopotenciály neboli elektrickou svalovou aktivitu, lze získat jehlovými elektrodami zavedenými skrz kůži do svalu nebo povrchovými elektrodami umístěnými na kůži nad bříškem svalu. Výsledkem elektromyografického vyšetření je graf, odborně elektromyogram nebo také EMG křivka (Low, Reed, 2003; Dufek, 1995; Keller, 1999), založené na změnách frekvence a amplitudy a po jejich kvantifikaci je možné použít výsledky ke kvalifikaci stupně elektrické aktivity svalu (LeVeau, 1992).

### 3.4.1. EMG aparát

EMG aparát se skládá z těchto částí:

- Zesilovač (dvou či více kanálový).
- Elektrický stimulátor.
- Zaznamenávající jednotka (současná generace se skládá z počítače s analogovo-digitálním převodníkem a programem pro zpracování a ukládání záznamů).
- Zvukový zesilovač s reproduktorem.
- Diferenciální zesilovač (umožňuje odfiltrovat náhodné potenciálové změny registrované v záznamech), (Varsík, Černáček, 2004).

### 3.4.2. Motorická jednotka a svalové vlákno

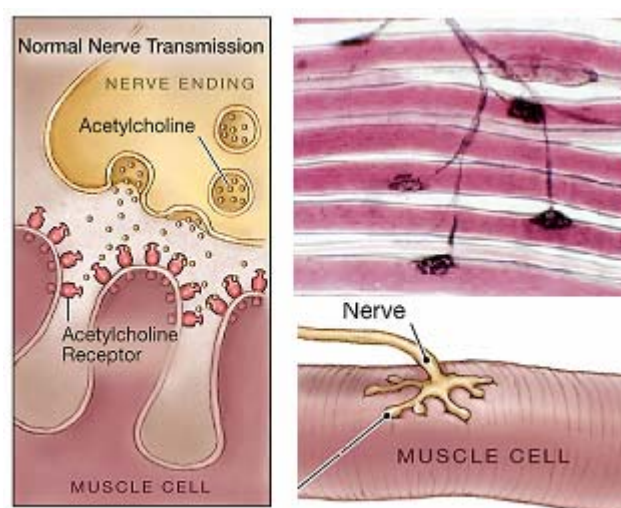
Základní funkční jednotkou každého svalu je tzv. motorická jednotka, sestávající se z jedné nervové buňky předního rohu míšního, jejího neuritu a všech svalových vláken, která jsou touto nervovou buňkou inervována (Low, Reed, 2003; Williams, 1992; Trojan, Druga, Pfeiffer, Votava, 1996). Platí pravidlo, že čím menší sval s jemnější motorikou, tím menší počet svalových vláken připadá na jednu motorickou jednotku. Každé svalové vlákno se skládá z myofibril a ty se dále skládají ze sarkomer, tvořících nejmenší kontraktibilní jednotku svalu. Sarkomery se skládají z vláken aktinu a myosinu, jež jsou uspořádány tak, že umožňují teleskopické zkrácení sarkomery. Koordinované zkrácení většího počtu, pak ve svém důsledku znamená kontrakci celého svalového vlákna. Dalším důležitým prvkem je nervosvalová ploténka, která slouží jako převodník nervového vzruchu na svalovou kontrakci (Krhut, 2003, Nordin, 2001; MacIntosh, Gradiner, Mc Comas, 2006; Robinson, Mackler, 2008).

### 3.4.3. Funkce nervosvalové ploténky

Po motorickém vlákně doputuje do ploténky akční potenciál, který uvolní mediátor - acetylcholin - do synaptické štěrbiny. Acetylcholin se naváže na receptory subsynaptické membrány, kde vyvolá depolarizaci, která má charakter EPSP a pro případ nervosvalové ploténky ji označujeme ploténkový potenciál. Ploténkový potenciál vyvolává elektronicky depolarizaci okolní sarkolemy až k prahu, kdy se vybaví normální akční potenciál, který se šíří po svalovém vlákně.

Za normálních okolností, na rozdíl od ostatních synapsí platí, že jeden akční potenciál motorického nervového vlákna vyvolá jeden akční potenciál vlákna svalového. Množství uvolněného mediátoru je natolik veliké, že ploténkový potenciál (tedy EPSP) je nejméně dvakrát větší nežli by byla prahová depolarizace. Tato skutečnost představuje mimořádně významné pojistné a ochranné uspořádání zajišťující přenos i za situací, kdy je ploténka například hypoxií, nebo častou aktivací, zbavena zásob mediátoru.

Je pozoruhodné, že v nervosvalové ploténce lze naměřit drobné (do 1 mV) fluktuace postsynaptického potenciálu i v době, kdy evidentně do ploténky nepřichází žádné AP. Tyto, tzv. miniaturní potenciály, jsou způsobeny spontánními výlevy malého množství mediátoru (Deuschel, 1999).



Obrázek 4: Neurosvalová ploténka, (Deuschel, 1999).

#### 3.4.4. Elektrická aktivita svalu

Když je kosterní svalstvo pod volní kontrolou, je možné změřit akční potenciál při různých stupních kontrakce. Svalová aktivita by se na záznamu neměla objevit, když je sval v klidu. U diagnostiky svalových či nervových patologií, ale právě tuto aktivitu v klidu nalézáme. Volní svalová kontrakce má svůj charakteristický EMG záznam pro daný typ onemocnění. U denervovaných svalů se svalová membrána stává hypersenzitivní na acetylcholin, což způsobí spontánní aktivitu svalu (Robinson, 2003). Tato aktivita se objeví na elektromyografickém záznamu jako jednomilisekundový potenciál o nízké amplitudě. Jedná se o fibrilační potenciál, následek depolarizace jednotlivých svalových vláken. Mezi další formy spontánní aktivity, které se objevují u patologických stavů zahrnujeme pozitivní ostré vlny, fascikulační potenciály, myotonické výboje, paramyotonie a spontánní aktivita celé motorické jednotky (Varsík, Černáček, 2004). K diagnostice onemocnění se spíše používá jehlových elektrod a to pro lepší lokalizaci a přístup k hlubokým svalům. Povrchové elektrody jsou spíše využívány fyzioterapeuty pro svalový trénink neboli biofeedback (Low, Reed, 2003; Prentice, 2002, Macintosh, Gradiner, Mc Comas, 2006).

#### 3.4.5. Obecná východiska pro praxi

Při nahrávání a detekci digitálního signálu ovlivňuje kvalitu signálu koeficient šumu (noise ratio), což je poměr mezi energií v EMG signálu a energií šumivého signálu. Šum je obecně označován jako elektrický signál, který není součástí požadovaného EMG signálu (Prentice E. W., 2002).

##### **Zdroje elektrického šumu mohou být následující:**

- šum elektrických komponent v přístrojích pro detekci a vyhodnocování EMG signálu
- okolní šum typu elektromagnetického a jiného vlnění
- pohybové artefakty vznikající na rozhraní mezi elektrodou a kůží a artefakty vznikající pohybem kabelu mezi elektrodou a zesilovačem (většinou mají frekvenci okolo 20 Hz), (Sodeberg, 1992)



- instabilita obsažená v signálu – týká se frekvence kolidující s frekvencí akčních potenciálů motorických jednotek (okolo 20 Hz), (Raez, a kol. 2006).

Artefakty mohou být grafické, kdy se jedná o útvary v záznamu, které jej deformují a ruší. Někdy mohou způsobovat nečitelnost záznamu, vzácněji napodobují tvarem normálně se vyskytující potenciály a mohou tak vést k mylnému závěru. Artefakty zvukové jsou snadněji odlišitelné, neboť chybí grafický ekvivalent. Od normálního záznamu se liší obvykle bizarním tvarem a lze je odstranit po odstranění technické chyby. (Dufek, 1995) Pro redukci artefaktů je vhodná co nejkratší trvání stimulu, umístění zemnicí elektrody mezi stimulační a snímací, snížení vodivosti kůže odstraněním vlhkosti a použití zesilovače s rychlým zotavením z přetížení na vstupu (Kadaňka, Bednařík, Vohánka, 1994).

<b>Faktory ovlivňující obsah EMG signálu:</b>	
<b>Neuroaktivita</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- interval paleb akčního potenciálu motorické jednotky</li> <li>- množství motorických jednotek</li> <li>- synchronizace paleb motorických jednotek</li> </ul>
<b>Fyziologie svalového vlákna</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rychlost vedení svalových vláken</li> </ul>
<b>Svalová anatomie</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- orientace a rozdělení svalových vláken v motorické jednotce</li> <li>- tloušťka svalových vláken</li> <li>- absolutní počet motorických jednotek</li> </ul>
<b>velikost elektrody a umístění</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- počet svalových vláken během snímání v oblasti elektrod</li> </ul>
<b>elektrodo-elektrolytový rozhraní</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- materiál a příprava elektrod a velikost elektrody</li> <li>- klesající odpor elektrody s rostoucí frekvencí</li> </ul>
<b>Bipolární elektrodová konfigurace</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- efekt vzdálenosti mezi snímací elektrodou a šířkou pásma</li> </ul>

	- umístění snímacích elektrod (směr k ose svalových vláken)
--	---

**Tabulka 3: Faktory ovlivňující obsah EMG signálu (Gerleman, 1992).**

Studie počítačového zpracování dat získaných pomocí povrchové EMG, která proběhla v roce 2009 na katedře Fyzioterapie FTVS UK, poukázala na některá doporučení pro klinickou praxi. Zdůrazňuje důležitost správného nastavení jednotlivých parametrů rychlé Fourierovy transformace, patřící mezi metody spektrální analýzy biologických signálů. Další doporučení: vzorková frekvence by měla být minimálně 1000 Hz. Spektrální analýzu je vhodné hodnotit v časovém intervalu 5 – 10 s a zvolit počet bodů rychlé Fourierovy transformace 512, 1024 či 2048. Spektrální analýza je velmi důležitá pro aplikaci matematických postupů zabývajících se hledáním homogenních složek mezi jednotlivými signály či hodnocení zpoždění v čase. Z těchto parametrů můžeme dále vyhodnotit rychlost vedení akčního potenciálu v biologické tkáni (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

V roce 2005 byla publikována studie s názvem „Cílená stimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny“, která poukazuje na to, že každé podráždění motorického bodu elektrickým proudem je provázeno podrážděním daného nervu a vyvoláním akčního potenciálu šířící se centrifugálně. Přes gama kličky dochází v odpovídajícím segmentu ke stimulaci agonisticko – antagonistické dvojice. Prostřednictvím propriospinální míšní dráhy dochází pravděpodobně i k ovlivnění svalových skupin vzdálených od místa aplikace elektrického proudu (Pánek et al., 2005).

#### 3.4.6. Charakteristika EMG signálu u volní kontrakce svalu

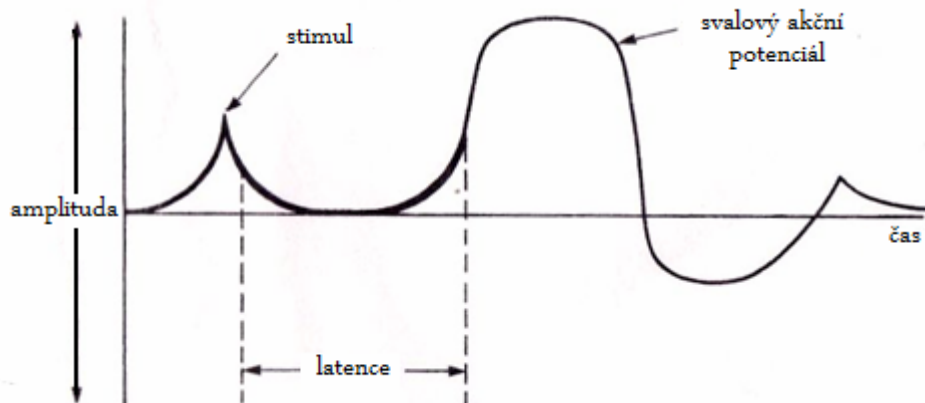
Amplituda EMG signálu je stochastická (randomizovaná) a dá se vyjádřit Gausovým rozložením hodnot. Amplituda signálu se pohybuje mezi 0 až 10mV (peak-to-peak) nebo mezi 0 až 1,5mV (rms - efektivní hodnota časově proměnného signálu). Využitelná energie signálu je limitována mezi 0 až 500 Hz, přičemž dominantní frekvence je mezi 50 až 150 Hz.

Všechny soudobé aplikace pro zpracování plošného EMG signálu (SEMG) fungují na bázi počítačových algoritmů. Analogový signál je charakterizován velikostí amplitudy napětí a její frekvencí a je konvertován na digitální signál v podobě numerických sekvencí. Tato konverze generuje sekvenci hodnot, která charakterizuje hodnotu amplitudy signálu ve specifickém bodě v čase. Výsledný signál je tedy digitální a hovoříme o tzv. digitálním vzorkování. Proces digitalizace signálu je definován podle frekvence vzorkování, což je počet snímaných vzorků za jednotku času a jednotkou veličiny je Hz. Pokud bychom graficky znázornili vztah mezi amplitudami napětí a časem, výsledkem by byla sinusoida o určité frekvenci. Matematicky lze vyjádřit analogový signál jako nekonečnou sumu sinusoid, přičemž vlastnosti této sady lze popsat tzv. Fourierovou řadou (De Luca, 2001).

EMG signál se mění při poškození nervu nebo svalu. Měření elektrické aktivity svalu a nervu pomáhá určit přítomnost poškození svalové tkáně (svalová dystrofie) nebo poruchy nervového vzruchu (amyotrofiní laterální skleróza, Lou-Gehrigova choroba). Při poranění nervu lze pomocí EMG přesně určit místo i rozsah poškození nervu. Přístroj také dokáže zjistit poruchy centrální nervové soustavy. Speciální techniky také umožňují měřit změny velikosti elektrické odpovědi ve svalu při opakované stimulaci (Varsík, Černáček, 2004; Low, Reed, 2003).

#### 3.4.7. Studie nervového vedení tzv. kondukční studie

Stimulační elektromyografie (STEMG) se využívá pro sledování funkce periferních motorických ale i senzitivních vláken. Tato elektrofyziologická metoda hodnotí odpověď při elektrickém podráždění. Za určitých podmínek lze matematicky vyjádřit rychlost šíření vzruchu nervovými vlákny. Jako diagnostická metoda se využívá například při syndromu karpálního tunelu, kdy dochází k útlaku n. medianus (Varsík, Černáček, 2004; Low, Reed, 2003; Svatoš, 1998)



Obrázek 5: Vyvolaný svalový akční potenciál, (Low, Reed, 2003).

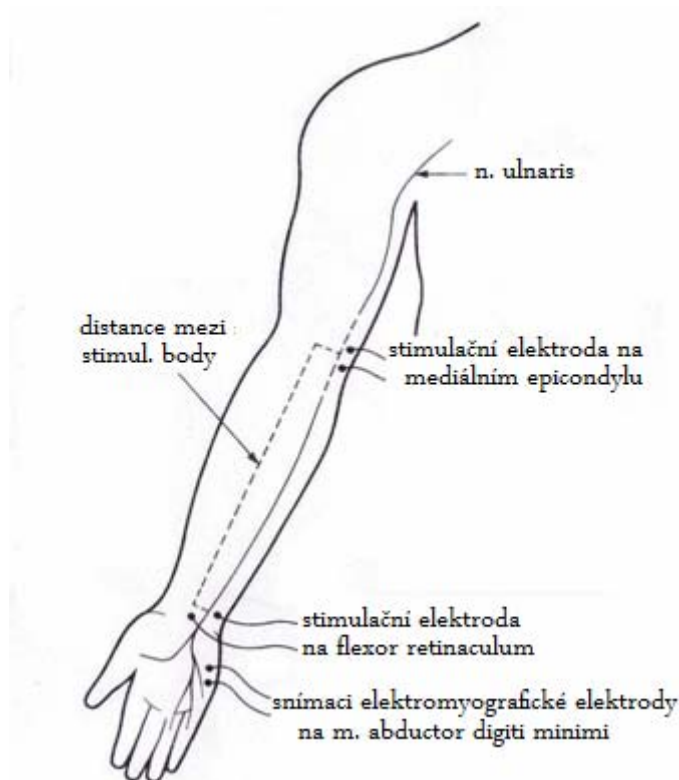
**Motorická STEMG:** při podráždění motorických vláken periferního nervu vyvoláme odpověď v daném svalu, který tento sval inervuje. Děj je označován jako M – odpověď (motorická odpověď). Vyšetření se provádí pomocí stimulační a snímací elektrody připojených na zdroj elektrických impulsů s trváním 0,05 – 0,2 ms, supramaximální intenzitou, frekvencí 1 nebo 2 Hz a záznamové a zobrazovací zařízení. Snímací elektroda je obvykle přilepena ke kůži povrchovou elektrodou, která je umístěna nad bříškem svalu (tzv. motorický bod). Po jejím přilepení je nerv stimulován velmi malým elektrickým impulsem vyvolávajícím jemný záškub ve svalu zásobeném stimulovaným nervem. Čas od aplikace elektrického stimulu po první výchylku z izoelektrické linie, neboli svalovou kontrakci, se nazývá latence. Během tohoto času musí dojít ke vzniku akčního potenciálu, k jeho šíření motorickými vlákny, k nervosvalovému převodu a k samotné svalové kontrakci. Když stimulujeme periferní nerv na dvou od sebe dostatečně vzdálených místech (minimálně 10 cm), můžeme použít níže uvedené matematické vyjádření rychlosti šíření vzruchu. Krom rychlosti vedení sledujeme také tvar, amplitudu, trvání a areu sumačního akčního potenciálu (Varsík, Černáček, 2004; Low, Reed, 2003; Stejskal, 1993).

$$\text{rychlosti vedení vzruchu (v m/s)} = \frac{\text{vzdálenost mezi dvěma stimuly (m)}}{\text{latence 1} - \text{latence 2 (s)}}$$

-latence 1 je latence M-odpovědi při stimulaci nervu blíže snímací elektrody

-latence 2 je latence M-odpovědi při stimulaci nervu, která je dále od snímací elektrody

**Senzitivní STEMG:** Pro měření se používá obdobné techniky jako motorické STEMG. Pro naměření rychlosti vedení vzruchu senzitivními nervy existují dvě techniky s rozdílným směrem šíření (i) ortodromní: stimulujeme periferní senzitivní nerv a snímáme akční potenciál na kmeni nervu, (ii) antidromní: stimulujeme kmen nervu a snímáme v oblasti area nervorum daného nervu.



Obrázek 6: Schéma měření rychlosti nervového vedení, (Low, Reed, 2003).

Cílem těchto vyšetření je porovnání rychlosti vedení v nervu či velikosti potenciálu elektrické odpovědi ve svalu s věkovou normou. Abnormální hodnoty mohou potvrdit poškození vyšetřovaného nervu úrazem, dlouhotrvajícím tlakem, zánětem, poruchou látkové výměny nebo toxickými látkami (Varsík, Černáček, 2004; Low, Reed, 2003; Robinson, Mackler, 2008).

## **4. ČÁST EXPERIMENTÁLNÍ**

### **4.1. Metodika výzkumu**

Výzkum jsem prováděl formou experimentální studie pilotního charakteru. Podstatou experimentu bylo zjistit šíření el. energie svalovou tkání živého organismu při aplikaci různých typů Diadynamických proudů. Práce má souhlas etické komise (viz. přílohy).

#### **4.1.1. Soubor vyšetřovaných osob**

Pro experiment jsem vybral 6 probandů z řad studentů FTVS ve věku 21 až 27 let (v poměru muži – ženy, 1:5), kteří byli začleněni do studie po splnění následujících kritérií:

1. věk 21 až 30 let
2. nerozhoduje pohlaví
3. nejeví známky aktuálního onemocnění
4. netrpí celkovou únavou ani fyzickým a psychickým přetížením
5. nemá poruchu citlivosti nebo jiné systémové onemocnění

Probandi byli seznámeni s průběhem studie a podepsali informovaný souhlas pro využití výsledků z měření v rámci diplomové práce (viz příloha).

#### **4.1.2. Technické vybavení pro výzkum**

Veškeré technické vybavení potřebné pro můj výzkum bylo propůjčeno Katedrou fyzioterapie FTVS UK. Pro aplikaci Diadynamického proudů jsem využil přístroj Zimmer Elektromedizin a jednorázové, nalepovací elektrody o velikosti 4x3 cm. K objektivizaci jsem použil přístroj přenosný EMG Noraxon a samolepící jednorázové bipolární snímací elektrody. Měření proběhlo v kineziologické laboratoři FTVS pod vedením PhDr. Jitky Čemusové, Ph.D. a MUDr. Davidem Pánkem, Ph.D.

#### **4.1.3. Podmínky aplikace a měření**

Měření proběhlo v jeden den u všech, jako jednorázové měření. Teplota místnosti byla 23 °C. Anamnestická data jim byla odebrána aktuálně k datu měření.

#### 4.1.4. Aplikace Diadynamického proudu a EMG měření

Naměření jednoho probanda se skládalo z 6 fází, které byly dodrženy v přesném pořadí i u ostatních 5 probandů.

##### I. naměření bodů pro snímání EMG signálu nalepovacími elektrodami:

Měření proběhlo v poloze vleže na břiše. Snímání signálu bylo z místa motorických bodů těchto sledovaných svalů.

- **m. biceps femoris (caput laterale)**
- **m. triceps brachii (caput longum)**
- **m. trapezius**
- **mm. paravertebrales**

Za motorický bod považujeme místo ve svalu, kde je potřeba nejnižší intenzity k podráždění (viz bod III.). Pro opakovatelnost výzkumu jsem naměřil vzdálenost výskytu motorických bodů od úponů daného svalu. Naměřené vzdálenosti jsou uvedeny u jednotlivých probandů v kapitole 5.



Obrázek 7: měření vzdálenosti motorického bodu na m. biceps femoris.

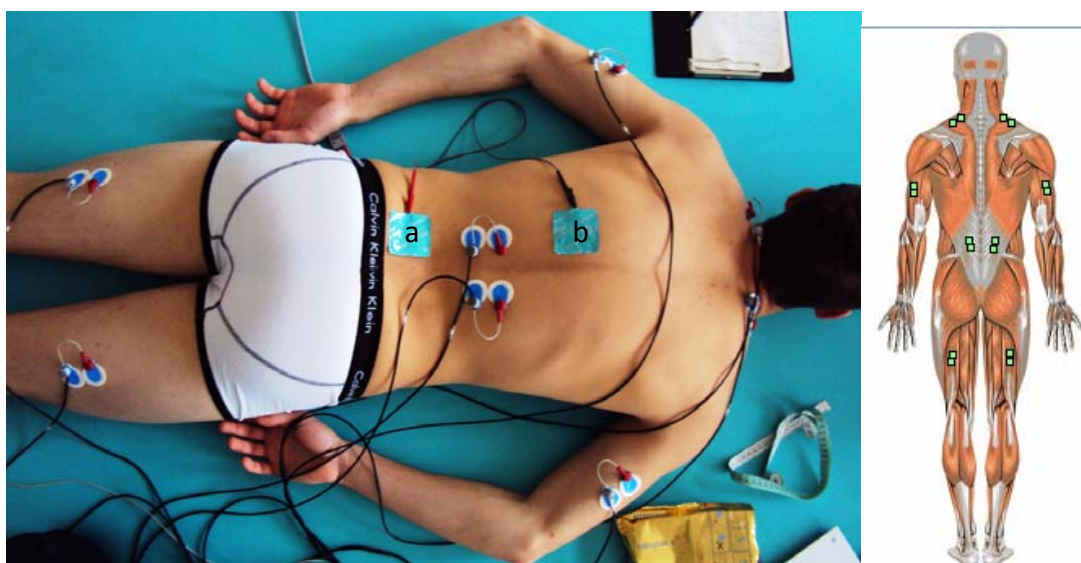
##### II. nalepení snímacích bipolárních elektrod EMG:

Po nalezení motorického bodu jsem nalepil symetricky 8 samolepících bipolárních elektrod na dané svaly bilaterálně a jednu elektrodu uzemňující na maleolus medialis LDK.

Interelektrodová vzdálenost 3 cm, tak že se okraje elektrod dotýkají. Elektrody jsem aplikoval ve směru průběhu vláken daných svalů (viz. obr. 7.).

### III. Nalezení motorického bodu pro aplikaci DD proudů:

Pro aplikaci diadynamických proudů jsem zvolil motorický bod na paravertebrálních svalech, které jsem našel dle popisu v bodě I. Jako dráždivý proud jsem použil TENS proudu o frekvenci 52 HZ, pauze 19 ms, délkou pulzu 25 ms, (CV).



Obrázek 8: schéma zapojení snímacích a EMG aplikačních elektrod (a, b – aplikační elektrody)

### IV. Test 50 Hz: Test vypnutého a zapnutého přístroje

Pomocí EMG snímacího přístroje jsem měřil aktivitu EMG signálu při vypnutém a zapnutém PhySys (Zimmer Medizin System) elektroterapeutickém přístroji. Chtěl jsem zjistit vznik artefaktů, které by mohly ovlivnit výsledky měření. Naměřené hodnoty uvádím v kapitole výsledků (5) a příloh (11).

### V. Samostatná aplikace DD proudů za současného snímání EMG signálu:

K výzkumu jsem použil DD proudy s dvěma různými frekvencemi (50/100 Hz). Mezi aplikacemi jsem dodržoval tříminutovou pauzu. Současně s aplikací probíhalo snímání



elektrické aktivity osmikanálovým polyEMG přístrojem Noraxon přes samolepící snímací elektrody (viz. bod 1.). Proband byl po celou dobu měření v poloze na břiše s horními končetinami u těla. Pro dráždění jsem použil elektrody o stejné velikosti. Na motorický bod byla umístěna katoda a anoda je pro všechna měření umístěna v lumbální části pravevertebrálního svalstva.

Parametry aplikovaného DD proudů:

A. **MF proud** - frekvence – **50 Hz**, intenzita – prahově senzitivní, CV, doba aplikace – 90 až 120 s, následuje pauza 3 minuty.

B. **DF proud** - frekvence – **100 Hz**, Intenzita – prahově senzitivní, CV, doba aplikace – 90 až 120 s, následuje pauza 3 minuty.

#### 4.1.5. Analýza dat

Data naměřená přístrojem EMG Noraxon jsem importoval do programu MyoResearch XP, kde jsem použil aplikaci „Power spectrum analysis“ založené na rychlé Fourierově transformaci, která slouží pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční. Analýzu jsem provedl z 10 a 60 sekundami EMG záznamu. Tato analýza vytvoří graf, kde osa X zobrazuje frekvence v Hz a Y výkon v  $\mu V^2$ . Tato analýza se používá pro kontrolu kvality a charakteru EMG signálu a pro detekci skrytých součástí hluku (šumu), jako je interferující 50 Hz (v Evropě) nebo 60 Hz cykly hluku vznikající ze síťového vedení (Kasman, Wolf, 2006). Jedno- stránková zpráva zahrnuje spektrální graf a tabulku s parametry frekvence a silou signálu vybrané šířky frekvenčního pásma. Dalším krokem byla vizuální analýza, provedená za konzultace s PhDr. Jitkou Čemusovou, Ph.D. a MuDr. Davidem Pánkem, Ph.D. a Ing. Tomášem Bydžovským. Pro přehlednost a zjednodušení náhledu jsem vytvořil vlastní tabulky a grafy, které obsahují frekvenci a výkon EMG signálu u jednotlivých probandů.

## 5. VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Na začátek uvádím tabulku, ve které jsou naměřené intenzity proudů jednotlivých probandů, jak při hledání motorických bodů, tak prahově senzitivní intenzita pro samotnou aplikaci DD proudů.

Proband	MK		MT		LO		LK		KČ		HZ	
<b>Intenzita aplikovaného proudů u motorického bodu (mA)</b>	7		14		5,4		7,4		7,4		7,4	
<b>Druh DD proudů</b>	MF	DF	MF	DF	MF	DF	MF	DF	MF	DF	MF	DF
<b>Hodnota prahově senzitivní intenzity při aplikaci DD proudů (mA)</b>	7,7	11,7	18,6	13,1	14,1	14,1	14,1	11,7	16,4	10,9	18	14,9

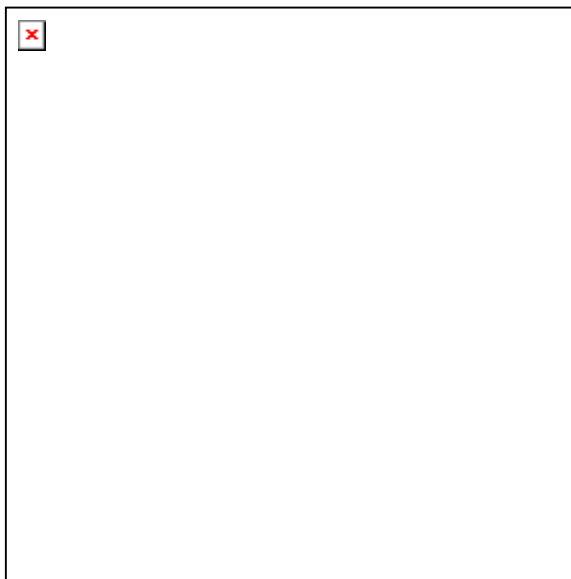
Tabulka 4: Přehled intenzit proudů u jednotlivých probandů v mA.

### 5.1. Záznam měření jednotlivých probandů:

Soubor měřených hodnot:

- 1) Test interferujícího šumu při vypnutém přístroji PhySys (Zimmer Medizin System)
- 2) Test interferujícího šumu při zapnutém přístroji PhySys (Zimmer Medizin System)
- 3) Aplikace MF proudů.
- 4) Aplikace DF proudů.

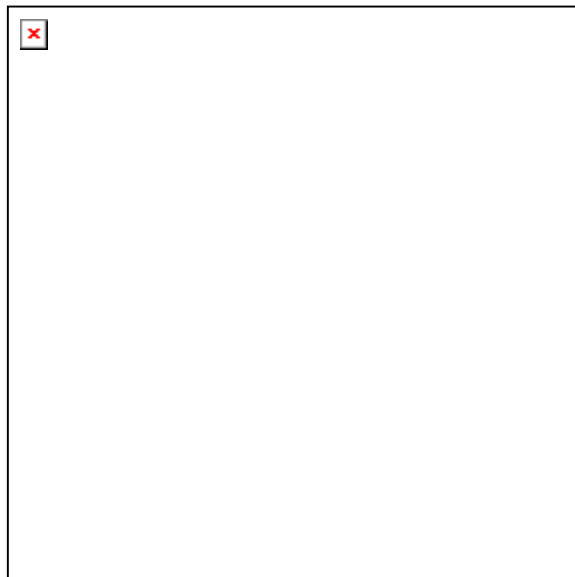
5.1.1. Test interferujícího šumu při vypnutém přístroji PhySys (Zimmer Medizin System) u probanda číslo 2.



Graf 1 – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém přístroji.

*Osa X vyjadřuje frekvenční spektrum v Hz a osa Y výkon EMG signálu v  $\mu V^2$ . Každý řádek v grafu představuje jednotlivý svod. Od shora jsou to levý a pravý mm. paravertebrales, levý a pravý m. trapezius, levý a pravý m. triceps brachii (caput longum), levý a pravý m. biceps femoris (caput laterale). Z grafu je viditelná elektrická aktivita, která byla naměřená při vypnutém PhySys (Zimmer Medizin System).*

### 5.1.2. Test interferujícího šumu při zapnutém přístroji Zimmer Elektromedizin



Graf 2 – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém přístroji.

*Osa X vyjadřuje frekvenční spektrum v Hz a osa Y výkon EMG signálu v  $\mu V^2$ . Každý řádek v grafu představuje jednotlivý svod. Od shora jsou to levý a pravý mm. paravertebrales, levý a pravý m. trapezius, levý a pravý m. triceps brachii (caput longum), levý a pravý m. biceps femoris (caput laterale). Z grafu je viditelná elektrická aktivita, která byla naměřená při zapnutém PhySys (Zimmer Medizin System).*

U všech probandů nám spektrální analýza ukázala elektrickou aktivitu o frekvenci 50 Hz velmi nízkého výkonu a to, jak při zapnutém tak vypnutém přístroji a to na všech svodech. Tyto zaznamenané frekvence musíme brát v úvahu u popisu analýz při aplikaci měřeného typu proudu. Pro lepší představu uvádím graf „Noraxon Power Spektrum Report“ probanda číslo 2 a to jak při zapnutém přístroji, tak i vypnutém. Analýzy u testu 50 Hz ostatních probandů najdete v kapitole přílohy (11).

### 5.1.3. Měření MF a DF (DD proudů) u jednotlivých probandů

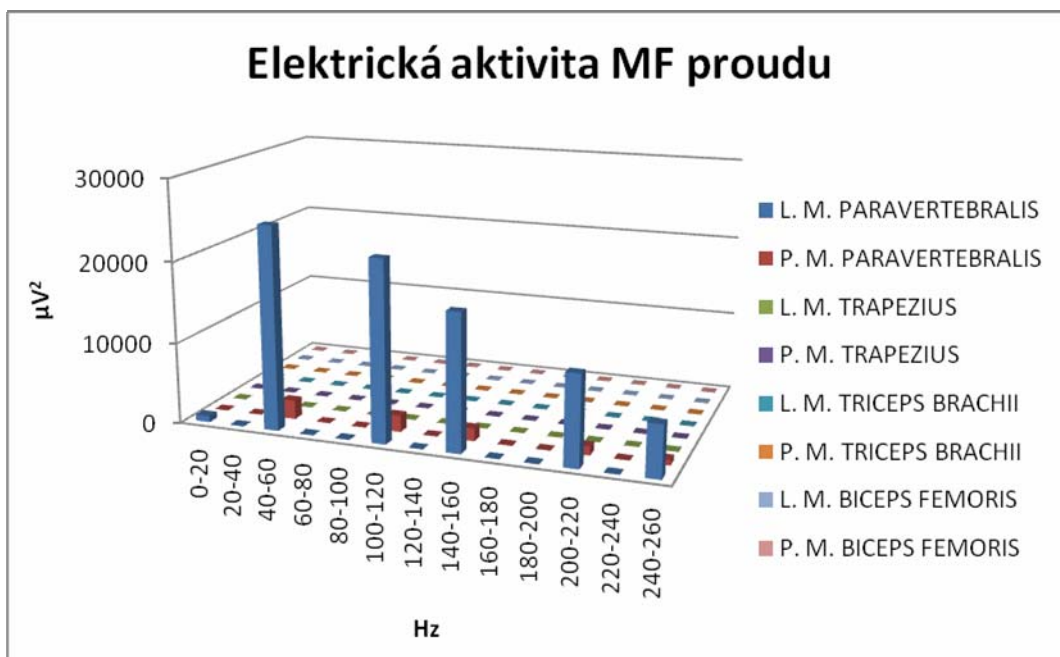
Výskyt elektrické aktivity jsem znázornil v grafech, které mají na ose X 20 Hz frekvenční pásma a na ose Y výkon v  $\mu V^2$ . Kompletní výsledky a parametry, grafické znázornění naměřených hodnot a analýzy je umístěno v kapitole přílohy (11).

## Proband 1 (M.K.) - žena

**Rok narození:** 1985

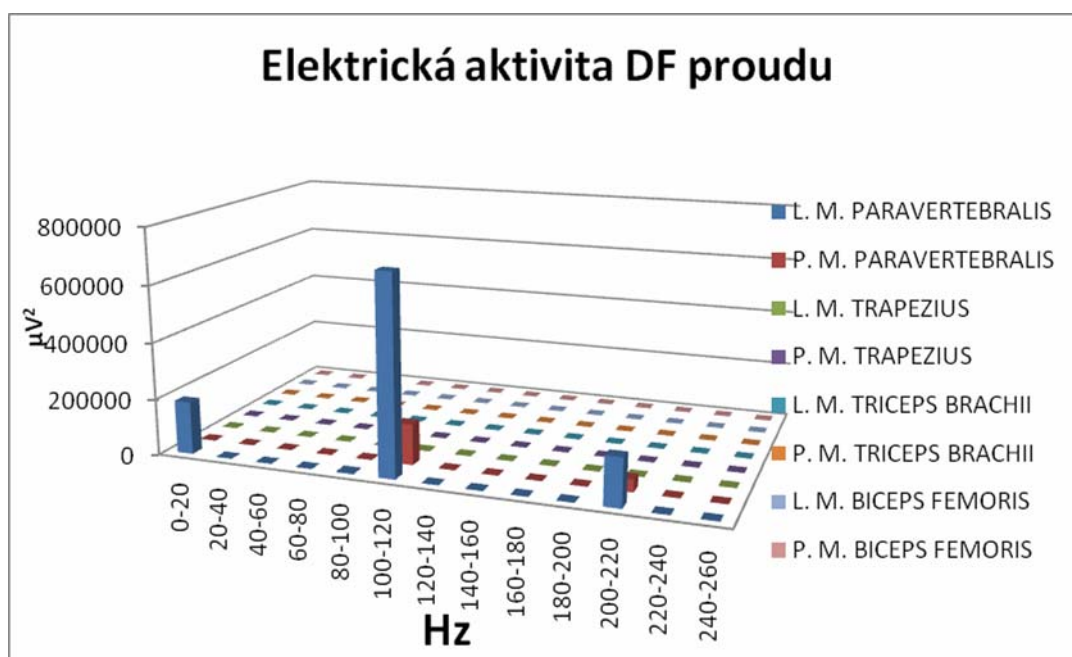
Hodnoty při měření motorických bodů.

- **m. biceps femoris** : tuber ischiadicus – caput fibule = 44 cm, motorický bod v proximálních 22 cm
- **m. triceps barchii (caput longum)**: tuberculum infraglenoidale – olecranon je 32 cm, m. b. v proximálních 16 cm
- **m. trapezius** : C<sub>7</sub> – acromion = 19 cm, motorický bod v 6,5 cm od C<sub>7</sub>
- **mm. paravertebrales** : snímací elektrody jsem umístil mezi aplikační elektrody DD proudů na motorických bodech (viz. b. III)



Graf 3: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 1.

**MF:** Naměřená frekvence o největším výkonu ( $\mu V^2$ ) je 100 – 120 Hz a dále se zde objevovaly frekvence 40 – 60 Hz, 140 – 160 Hz, ale i frekvence 200 – 260 Hz a to zejména na svodech mm. paravertebralis. 50 Hz frekvenci jsem naměřil i na m. biceps brachii avšak o velmi nízkém až zanedbatelném výkonu ( $\mu V^2$ ).



Graf 4: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 1.

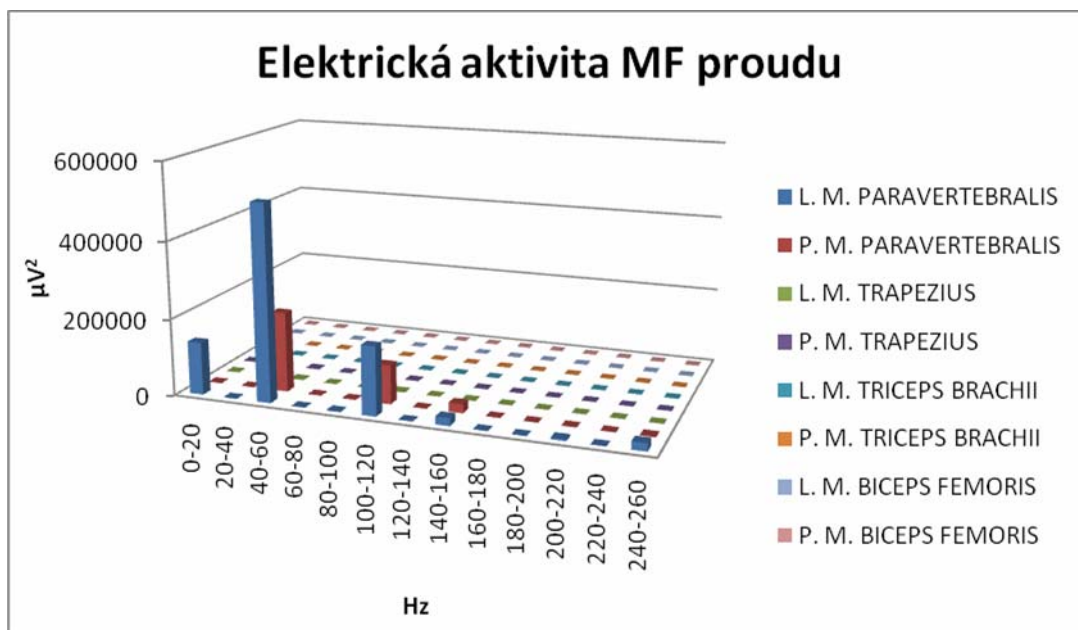
**DF:** Hodnoty frekvence se zde pohybovaly od 0 – 20, 100 – 120, 200 – 220 Hz. Největšího výkonu ( $\mu V^2$ ) dosáhla frekvence 100 – 120 HZ a to na svodu mm. paravertebrales. Na m. biceps brachii byl naměřen velmi nízký výkon ( $\mu V^2$ ).

## Proband 2 (M.T.) - muž

**Rok narození:** 1989

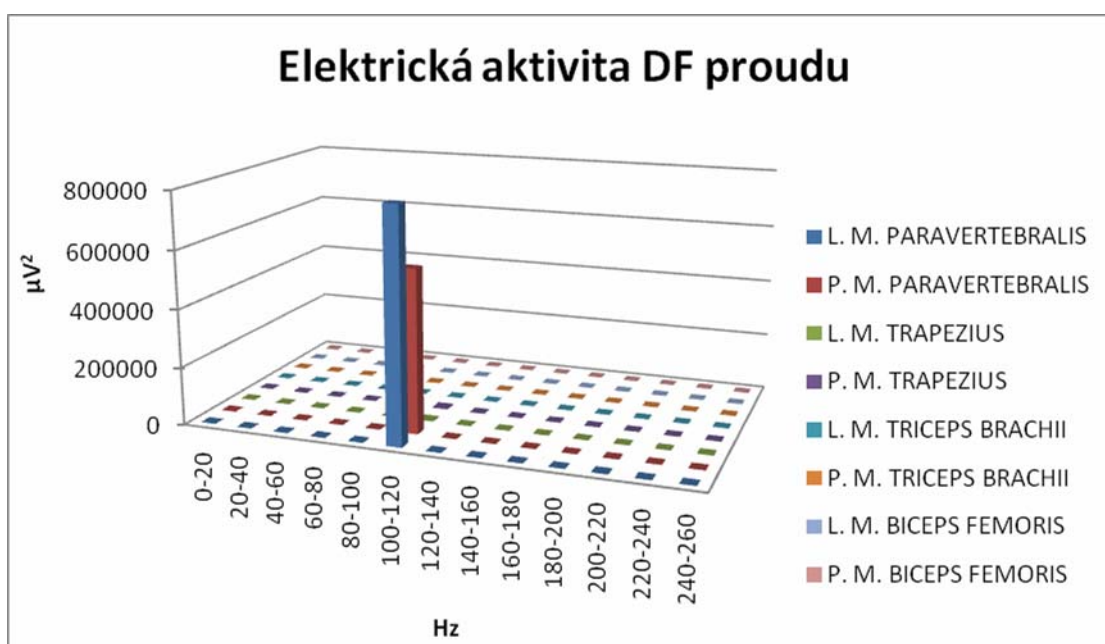
Hodnoty při měření motorických bodů.

- **m. biceps femoris** : tuber ischiadicus – caput fibule = 44 cm, motorický bod v proximálních 22 cm
- **m. triceps brachii (caput longum)**: tuberculum infraglenoidale – olecranon je 32 cm, m. b. v proximálních 16 cm
- **m. trapezius** : C<sub>7</sub> – acromion = 19 cm, motorický bod v 6,5 cm od C<sub>7</sub>
- **mm. paravertebrales** : snímací elektrody jsem umístil mezi aplikační elektrody DD proudů na motorických bodech (viz. b. III)



Graf 5: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 2.

**MF:** Nejvyššího výkonu ( $\mu V^2$ ) dosáhla frekvence 40 – 60 Hz. Frekvence 100 – 120 Hz se na svodech mm. paravertebralis pohybovala v nižších hodnotách, výkon 140 – 160 Hz je mnohonásobně nižší. Zde se šířila elektrická aktivita i do ostatních svodů, jednalo se o výkonu velmi nízký ( $\mu V^2$ ).



Graf 6: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 2.



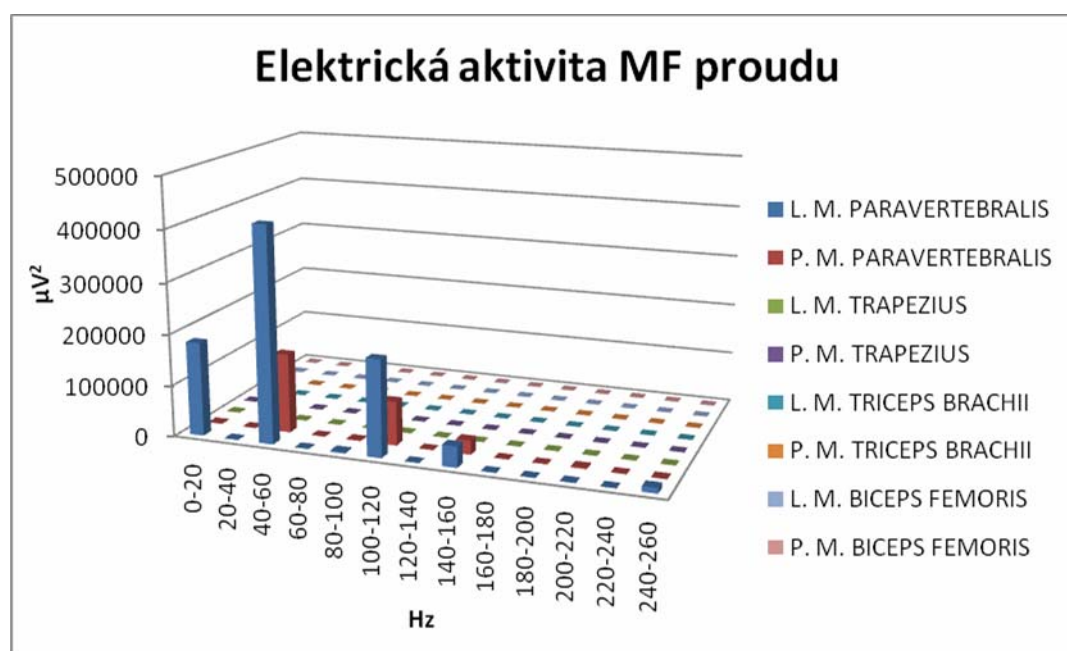
**DF:** Frekvence 100 - 120 Hz dosáhla velkého výkonu ( $\mu V^2$ ) na svodech mm. paravertebralis. I zde byla naměřena elektrická aktivita na ostatních svodech. Na svodech m. biceps femoris a triceps brachii se již jednalo o velmi nízký výkon ( $\mu V^2$ ).

## Proband 3 (L.O.) - žena

**Rok narození:** 1985

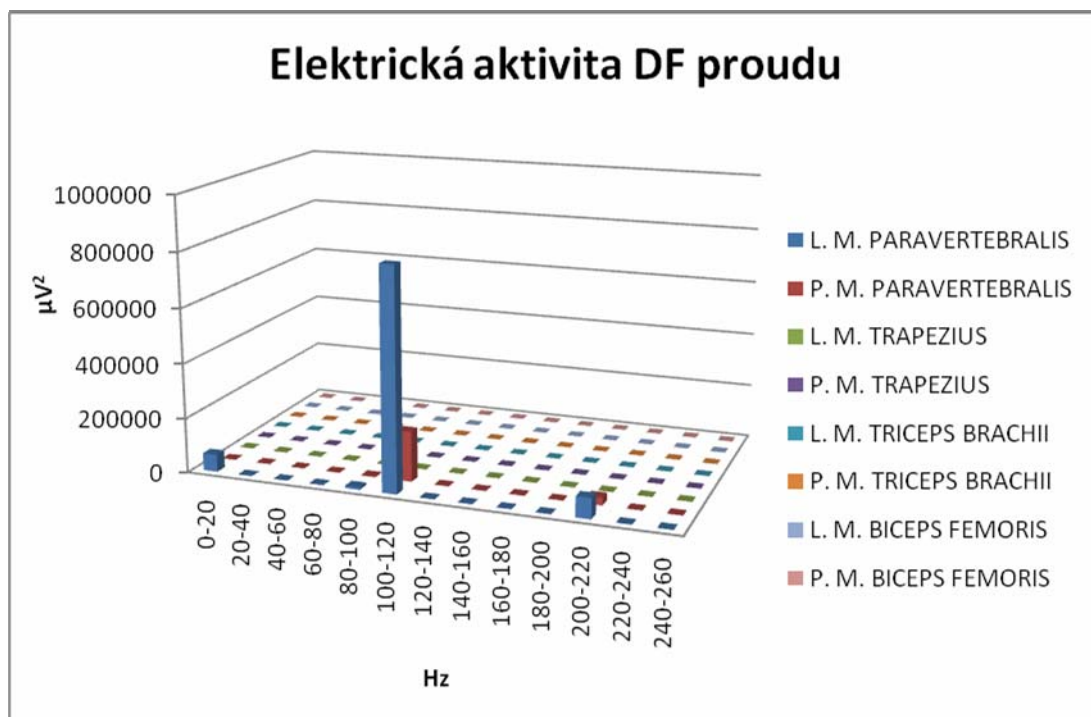
Hodnoty při měření motorických bodů.

- **m. biceps femoris** : tuber ischiadicus – caput fibule = 44 cm, motorický bod v proximálních 22 cm
- **m. triceps brachii (caput longum)**: tuberculum infraglenoidale – olecranon je 32 cm, m. b. v proximálních 16 cm
- **m. trapezius** : C<sub>7</sub> – acromion = 19 cm, motorický bod v 6,5 cm od C<sub>7</sub>
- **mm. paravertebralis** : snímací elektrody jsem umístil mezi aplikační elektrody DD proudů na motorických bodech (viz. b. III)



Graf 7: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 3.

**MF:** Frekvence 40 – 60 Hz dosáhla velkého výkonu ( $\mu V^2$ ) na svodech mm. paravertebralis a také se zde objevila frekvence 100 – 120 a 140 - 160 Hz s klesajícím výkonem ( $\mu V^2$ ). Svod levého m. biceps femoris vykazuje signál téměř zanedbatelný.



Graf 8: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 3.

**DF:** Frekvence 100 – 120 Hz byla naměřena v místě aplikace a kontralaterálně od místa aplikace již ale s mnohem nižším výkonem, na svodech m. trapezius měl signál nízký výkon ( $\mu V^2$ ). M. biceps femoris nevykazuje známky elektrické aktivity. Signál o frekvenci 200 – 220 Hz naměřen na svodech mm. paravertebralis dosahoval však nízkého výkonu ( $\mu V^2$ ).

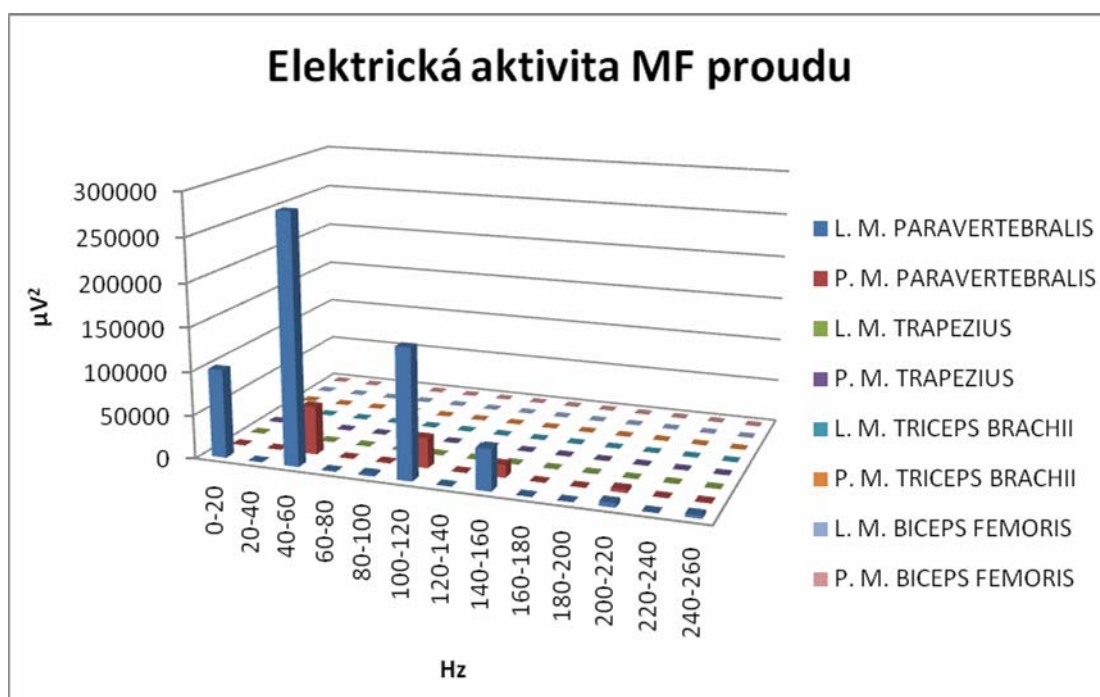
## Proband 4 (L.K.) - žena

**Rok narození:** 1986

Hodnoty při měření motorických bodů.

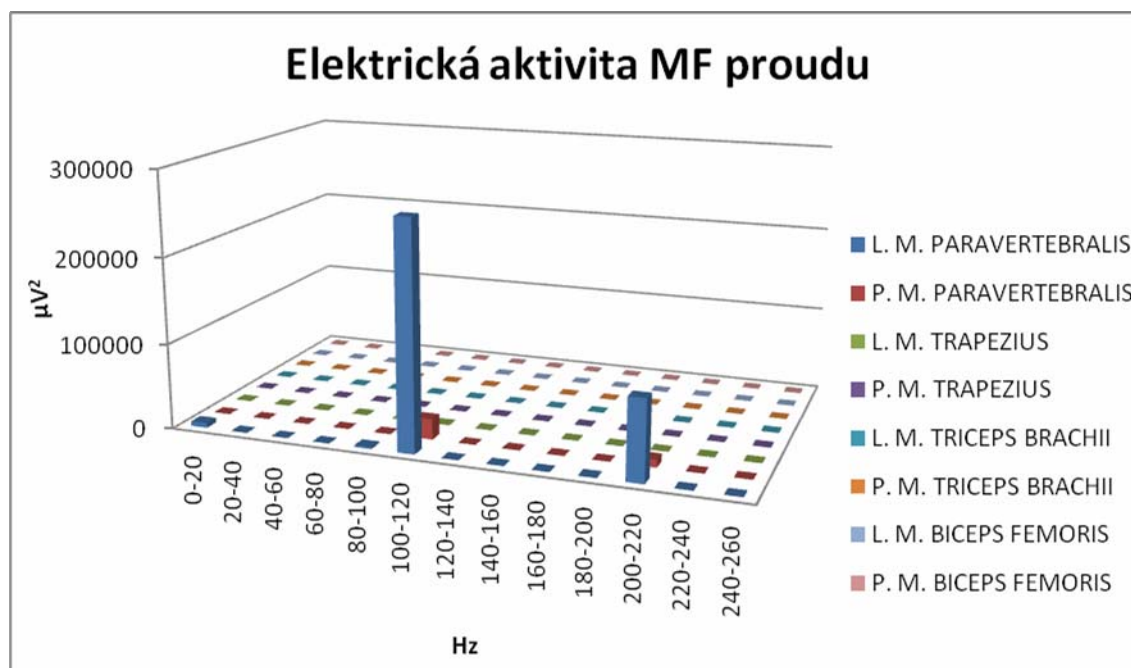
- **m. biceps femoris** : tuber ischiadicus – caput fibule = 44 cm, motorický bod v proximálních 22 cm

- **m. triceps barchii (caput longum):** tuberculum infraglenoidale – olecranon je 32 cm, m. b. v proximálních 16 cm
- **m. trapezius :** C<sub>7</sub> – acromion =19 cm, motorický bod v 6,5 cm od C<sub>7</sub>
- **mm. paravertebrales :** snímací elektrody jsem umístil mezi aplikační elektrody DD proudů na motorických bodech (viz. b. III)



Graf 9: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 4.

**MF:** Signál ze svodu levého m. paravertebralis vykazuje velmi silný výkon ( $\mu V^2$ ) u frekvence 40 – 60 Hz, na pravém je výkon o mnoho nižší. Stejné parametry vykazuje i frekvence 100 – 120 Hz. Naměřil jsem i frekvence 140 – 160 Hz, 200 – 260 Hz a 0 – 20 Hz s nízkým výkonem ( $\mu V^2$ ). Svody m. trapezius, triceps brachii a biceps femoris vykazují signál velmi slabý.



Graf 10: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č.4.

**DF:** U místa aplikace byl výkon ( $\mu V^2$ ) signálu velmi vysoký a to ipsilaterálně, kontralaterálně můžeme mluvit o střední intenzitě. Stejně svody i stranové rozlišení a míra výkonu ( $\mu V^2$ ) je u frekvence 200 – 220 Hz. Na ostatní svody se aplikovaná frekvence nepřenesla nebo jen o nízkém výkonu. Svody HKK a DKK zaznamenaly frekvenci 50 Hz, výkon ( $\mu V^2$ ) byl však téměř mizivý.

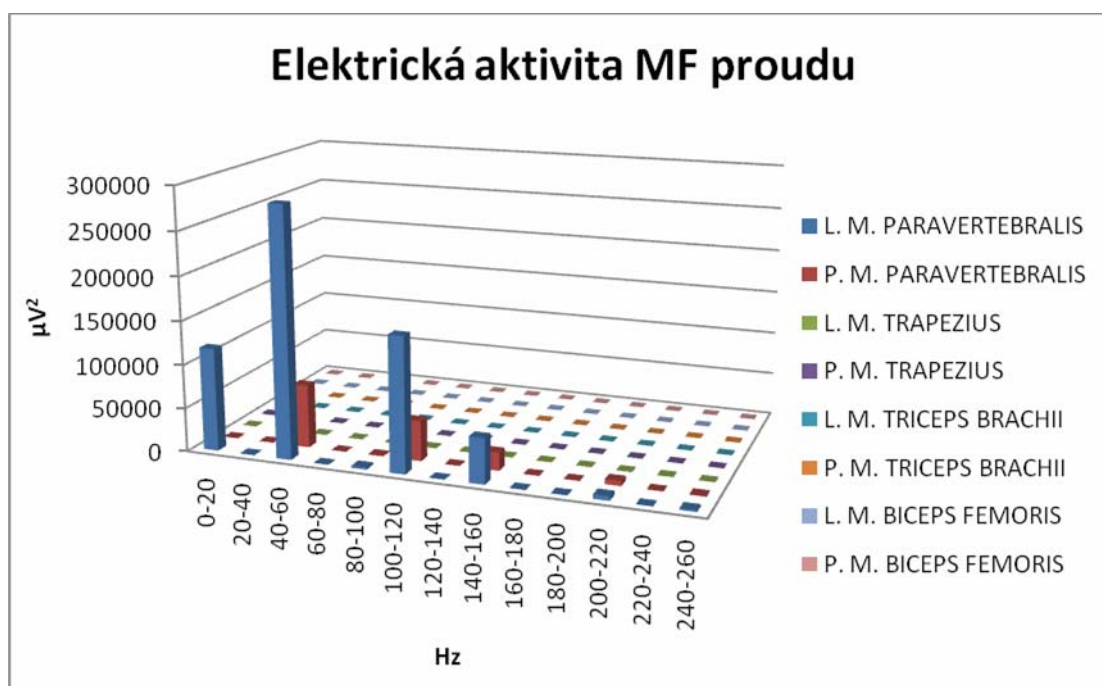
## Proband 5 (H.Z.) - žena

**Rok narození:** 1985

Hodnoty při měření motorických bodů.

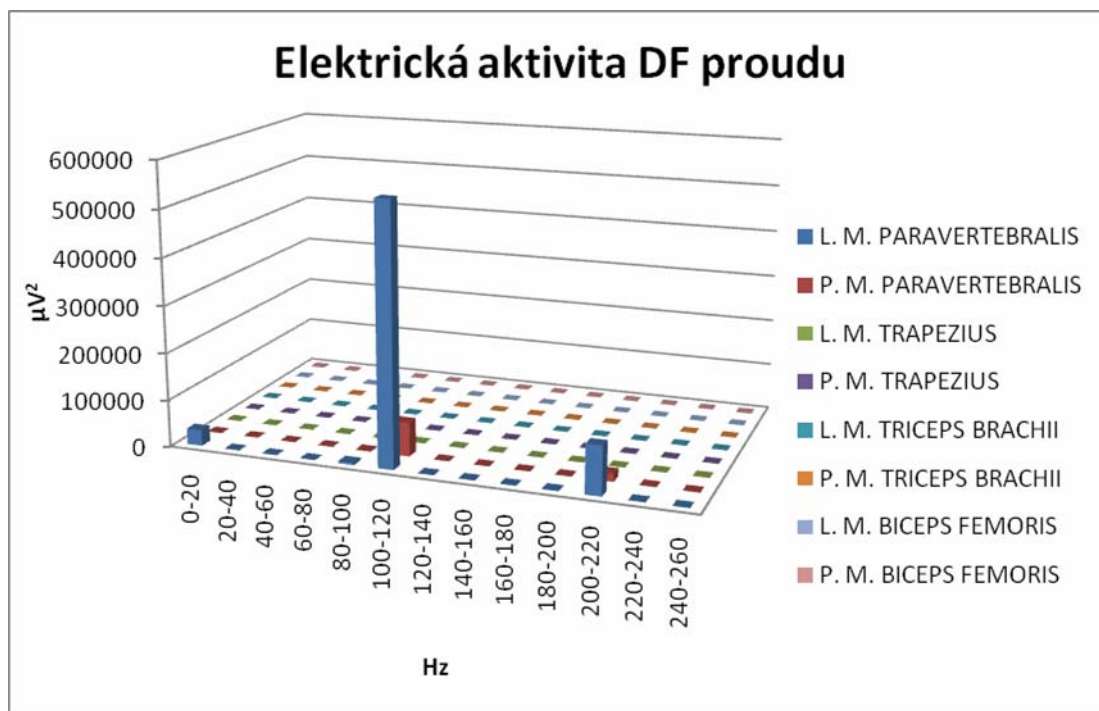
- **m. biceps femoris** : tuber ischiadicus – caput fibule = 44 cm, motorický bod v proximálních 22 cm
- **m. triceps brachii (caput longum)**: tuberculum infraglenoidale – olecranon je 32 cm, m. b. v proximálních 16 cm
- **m. trapezius** : C<sub>7</sub> – acromion = 19 cm, motorický bod v 6,5 cm od C<sub>7</sub>

- **mm. paravertebrales** : snímací elektrody jsem umístil mezi aplikační elektrody DD proudů na motorických bodech (viz. b. III)



Graf 11: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č.5.

**MF:** Vysoký výkon ( $\mu V^2$ ) byl naměřen u frekvence 40 – 60 Hz, o něco nižší u frekvence 80 – 120, 140 – 160 Hz, 200 – 220 Hz a to na svodech mm. paravertebrales ipsilaterálně od místa aplikace. Kontralaterálně byl signál u všech výše uvedených frekvenci zhruba o polovinu menší. Na levém m. parvertebralis jsem také naměřil frekvenci 0 – 20 s vysokým výkonem ( $\mu V^2$ ). Ostatní svody vykazují signál velmi nízké či zanedbatelné.



Graf 12: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č.5.

**DF:** Frekvence 100 - 120 Hz vysokého výkonu ( $\mu V^2$ ) byl na stejné straně aplikace m. paravertebralis, o polovinu nižší ( $\mu V^2$ ) na kontralaterální. Stejně tomu je u frekvence 200 – 220 Hz. I zde byla zaznamenána frekvence 0 – 20 Hz, jako tomu bylo u MF. Elektrické aktivity ostatních míst měření byla téměř nulová.

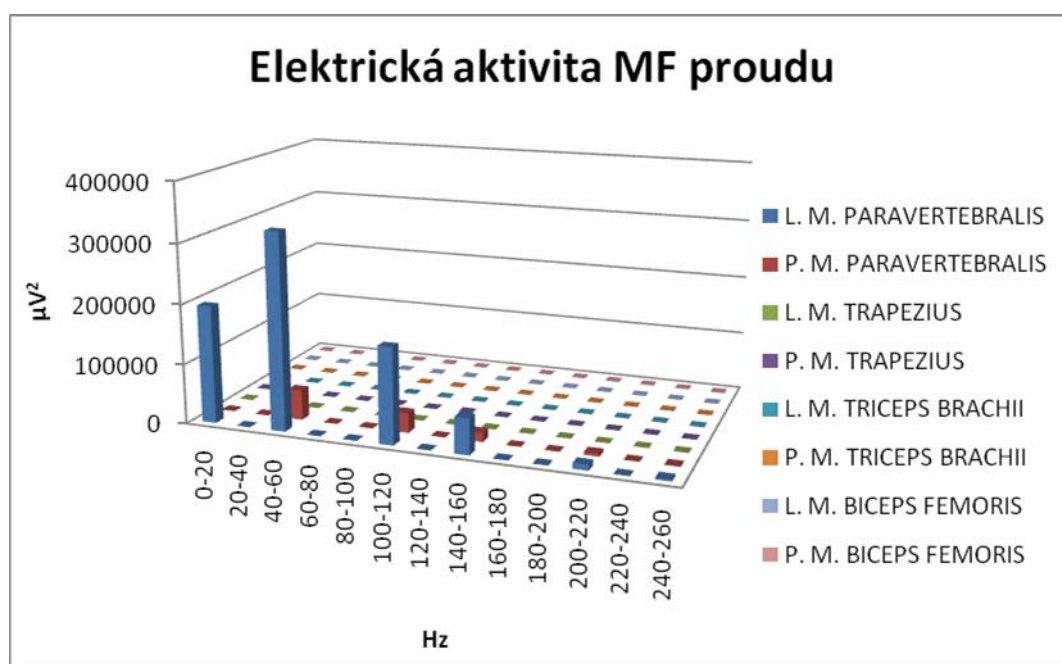
## Proband 6 (K.Č.) - žena

**Rok narození:** 1981

Hodnoty při měření motorických bodů.

- **m. biceps femoris** : tuber ischiadicus – caput fibule = 44 cm, motorický bod v proximálních 22 cm
- **m. triceps brachii (caput longum)**: tuberculum infraglenoidale – olecranon je 32 cm, m. b. v proximálních 16 cm

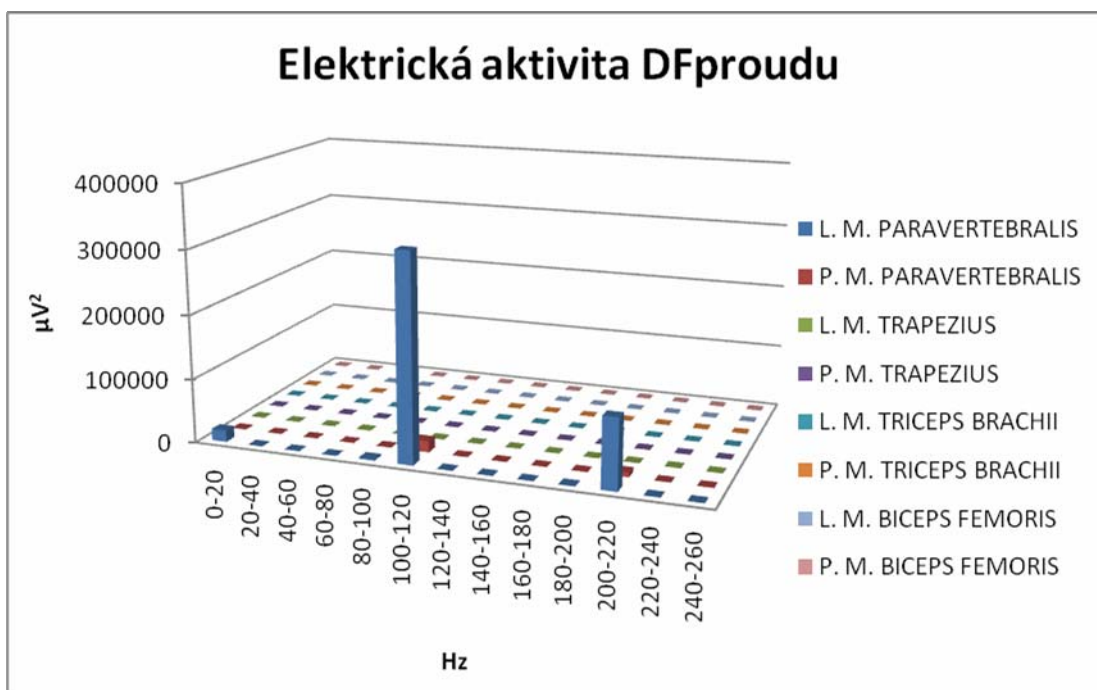
- **m. trapezius** : C<sub>7</sub> – acromion =19 cm, motorický bod v 6,5 cm od C<sub>7</sub>
- **mm. paravertebrales** : snímací elektrody jsem umístil mezi aplikační elektrody DD proudů na motorických bodech (viz. b. III)



Graf 13: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 6.

**MF:** Výkon ( $\mu V^2$ ) vysokého stupně byl naměřen u frekvence 40 – 60 Hz, o něco nižší u frekvence 100 – 120, 140 – 160 Hz, 200 – 220 Hz, a to na svodech mm. paravertebrales ipsilaterálně od místa aplikace. Kontralaterálně byl signál u všech výše uvedených frekvenci zhruba o polovinu menší. Na levém m. parvertebralis jsem také naměřil frekvenci 0 – 20 s vysokým výkonem ( $\mu V^2$ ). Ostatní svody nevykazují téměř žádný signál.





Graf 14: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 6.

**DF:** Naměřená frekvence 100 – 120 Hz z levého m. paravertebralis dosáhla velkého výkonu ( $\mu V^2$ ), vpravo byl výkon o mnoho nižší. Stejně to bylo i u frekvence 200 – 220 Hz. Na levém m. paravertebralis jsem naměřil frekvenci 0 – 20 Hz s vysokým výkonem ( $\mu V^2$ ). Hodnoty ostatních svodů byly zanedbatelné.

#### 5.1.4. Hodnocení výzkumu

##### 5.1.4.1. Testy interferujícího šumu

Spektrální analýza EMG záznamu při vypnutém i zapnutém aplikačním terapeutickém přístroji ukázala elektrickou aktivitu u všech probandů. Pro zobrazení naměřených frekvencí pro všechna grafická znázornění v této kapitole jsem využil 20 Hz frekvenčních pásem. Výkon ve frekvenčním pásmu 40 – 60 Hz však nepřesahoval hranici  $58 \mu V^2$ . V tomto frekvenčním pásmu se pohybují artefakty síťové frekvence (50 Hz). V mém případě byly tyto artefakty způsobené snímacím EMG přístrojem. Pohybové artefakty vznikající na rozhraní mezi elektrodou a kůží, a artefakty vznikající pohybem kabelu mezi elektrodou a zesilovačem s frekvencí okolo 20 Hz byly dle očekávání

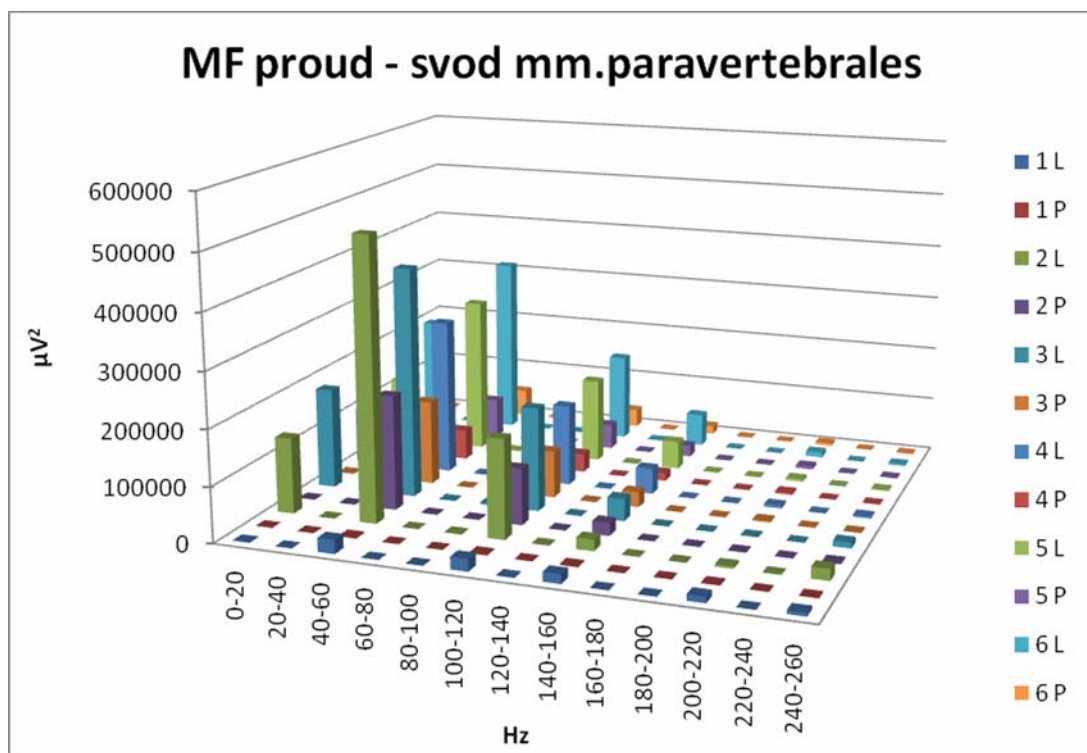


zaznamenány ve frekvenčním spektru 0 – 20 Hz. Konkrétní hodnoty u jednotlivých probandů jak při zapnutém tak vypnutém přístroji jsou uvedeny v kapitole příloh (11).

#### 5.1.4.2. DD - MF proud s frekvencí 50Hz

Výkon ( $\mu V^2$ ) proudu o aplikované frekvenci 50 Hz dosahoval u všech probandů nejvyšších hodnot v místě aplikace (m. paravertebralis vlevo). Na kontralaterálních svodech od místa aplikace došlo k výraznému poklesu výkonu proudu.

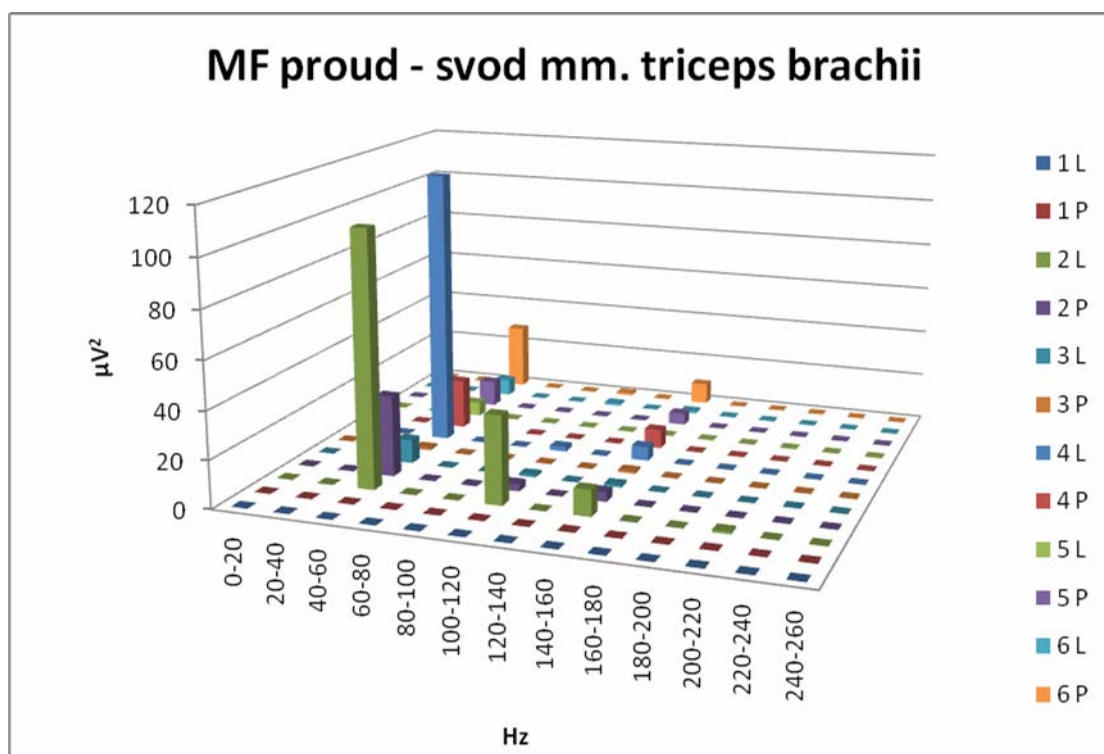
Krom aplikované frekvence 50 Hz (frekvenční spektrum 40 – 60 Hz) jsem zaznamenal i násobky této frekvence a to 100 Hz, 150 Hz, 200 Hz, 250 Hz a dále v pravidelných intervalech po hodnotu 650 Hz. V grafu jsem tyto hodnoty uvedl v jejich frekvenčních pásmech pro zanesení většího počtu frekvencí. Tyto násobky mají tendenci klesat na výkonu ( $\mu V^2$ ). Pro klesající výkon se stoupajícím frekvenčním pásmem jsem do grafu zahrnul maximální frekvenci 260 Hz, která je ještě dobře viditelná z grafického rozlišení (stejně i u hodnocení DF proudu). Frekvence elektrické aktivity, které nejsou násobky aplikované frekvence, dosahovaly velmi nízkých hodnot ( $\mu V^2$ ). Pro přehlednost předkládám graf 15.



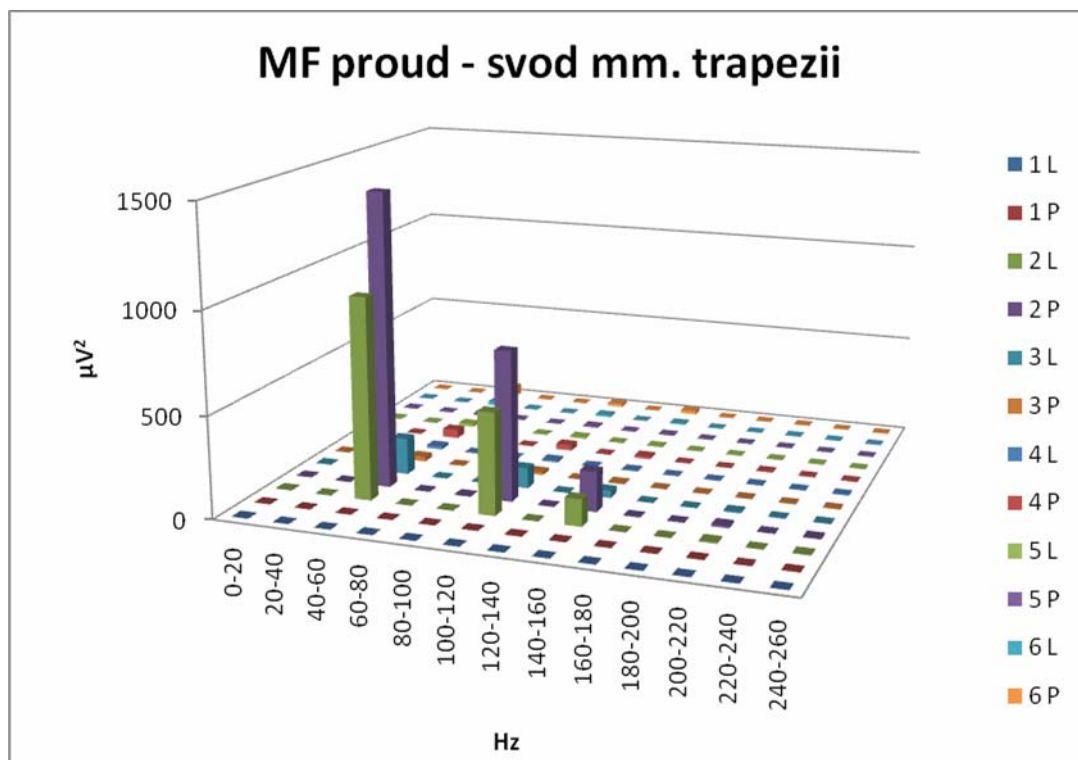
Graf 15: MF proud - svod mm. paravertebralis u jednotlivých probandů

*Legenda: číslo vedle barevného rozlišení označují probanda a písmeno (L/P) stranu svodu mm.paravertebrales. stejně to mu je i u následujících grafů (č. 16., 17.).*

Elektrickou aktivitu jsem naměřil i na vzdálenějších svodech od místa aplikace (svod m. trapezius, m. triceps brachii, m. biceps femoris oboustranně), avšak výkon ( $\mu V^2$ ) na těchto svodech byl velmi nízký při porovnání se svody z místa aplikace DD proudů (mm. paravertebrales). Proband 2 dosáhl hodnot na svodech mm. trapezii mnohem vyšších než ostatní probandi a to  $999 \mu V^2$  vlevo a  $1460 \mu V^2$  vpravo. U ostatních probandů byly tyto hodnoty řádově v desítkách  $\mu V^2$  nebo nulové. Pro porovnání naměřených hodnot elektrické aktivity na svodech mm. trapezii a mm. triceps brachii mezi jednotlivými probandy při aplikaci MF proudu uvádím grafy číslo 16. a 17. Pro zanedbatelné hodnoty elektrické aktivity svodu na m. biceps femoris nejsou vytvořeny grafy pro tento sval.



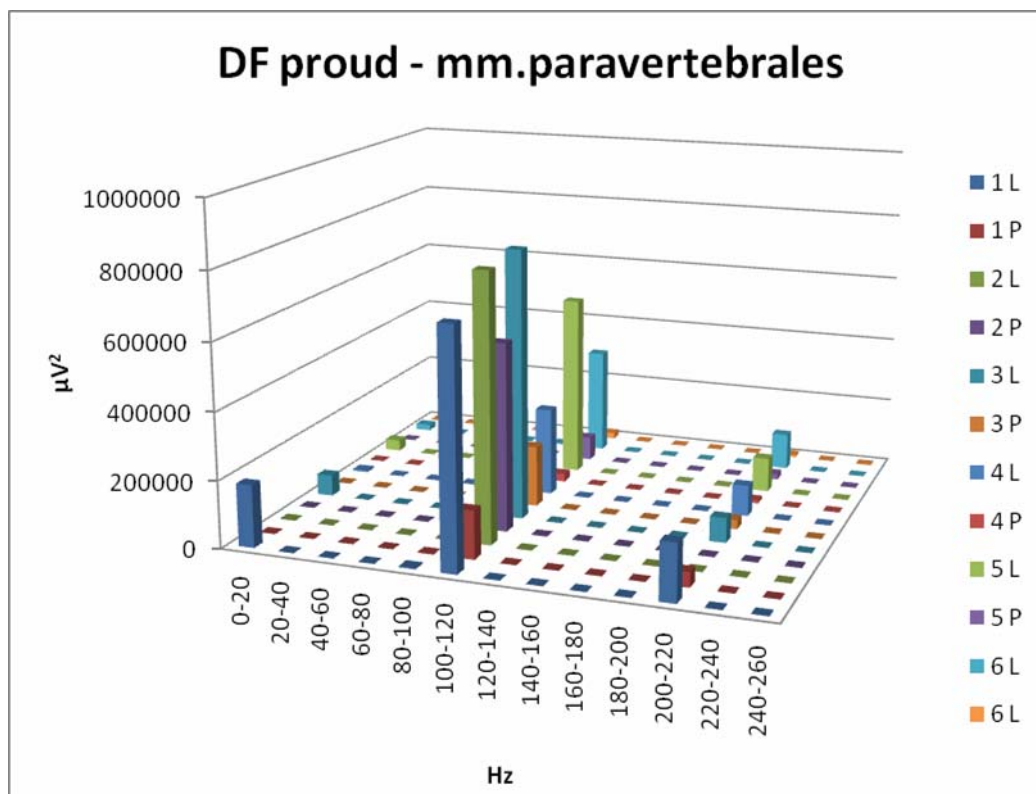
Graf 16: MF proud - svod mm. triceps brachii u jednotlivých probandů.



Graf 17: MF proud - svod mm. trapezii u jednotlivých probandů.

#### 5.1.4.3. DD - DF proud s frekvencí 100Hz

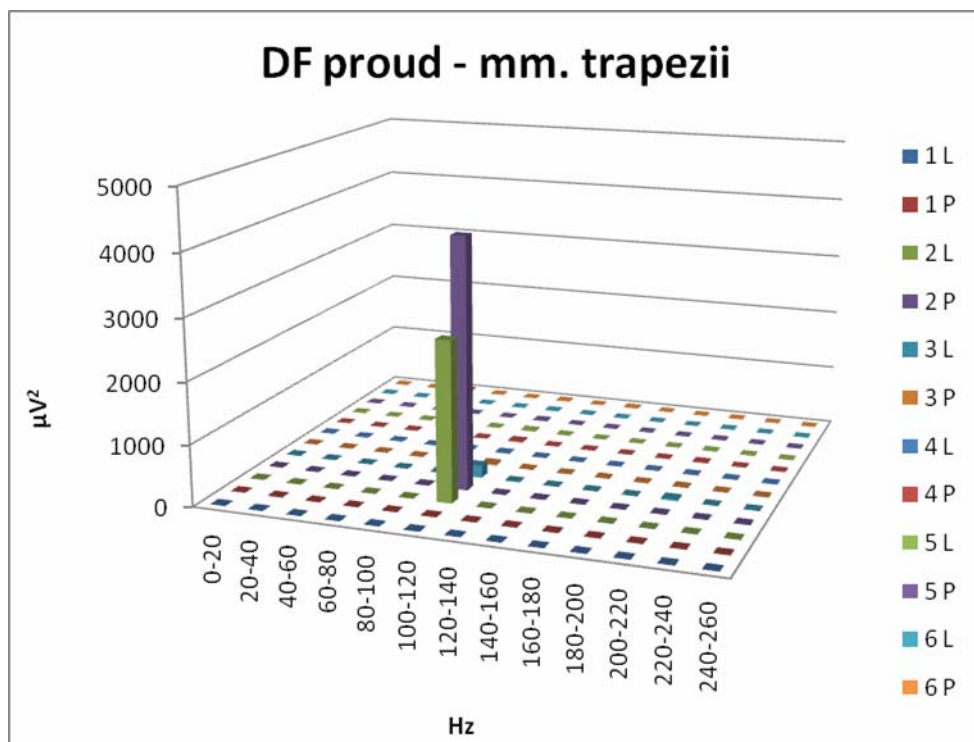
U DF typu DD proudů dosahuje nejvyšších hodnot výkonu aplikovaná frekvence 100 Hz (frekvenční pásmo 100 – 120 Hz). Hodnoty výkonů všech probandů jsou na svodu levého m. paravertebralis mnohonásobně vyšší než na straně pravé. I zde se objevily násobky aplikované frekvence, které mají tendenci klesat u všech probandů zkoumaného souboru. I v tomto případě jsem použil pro naměřené frekvence jejich frekvenční pásma. Pro srovnání výkonu ( $\mu V^2$ ) na svodu v místě aplikace (levý m. paravertebralis) a svodu na m. paravetebralis vpravo u všech probandů uvádím graf č. 18. Z grafu je čitelné, že na pravé straně jsou hodnoty vždy vyšší a že se frekvence objevují v násobcích 100 Hz, 200 Hz, další násobky do hodnoty 700 Hz již v grafu zahrnutý nejsou pro velmi nízké hodnoty výkonu, které již nebyly rozlišeny.



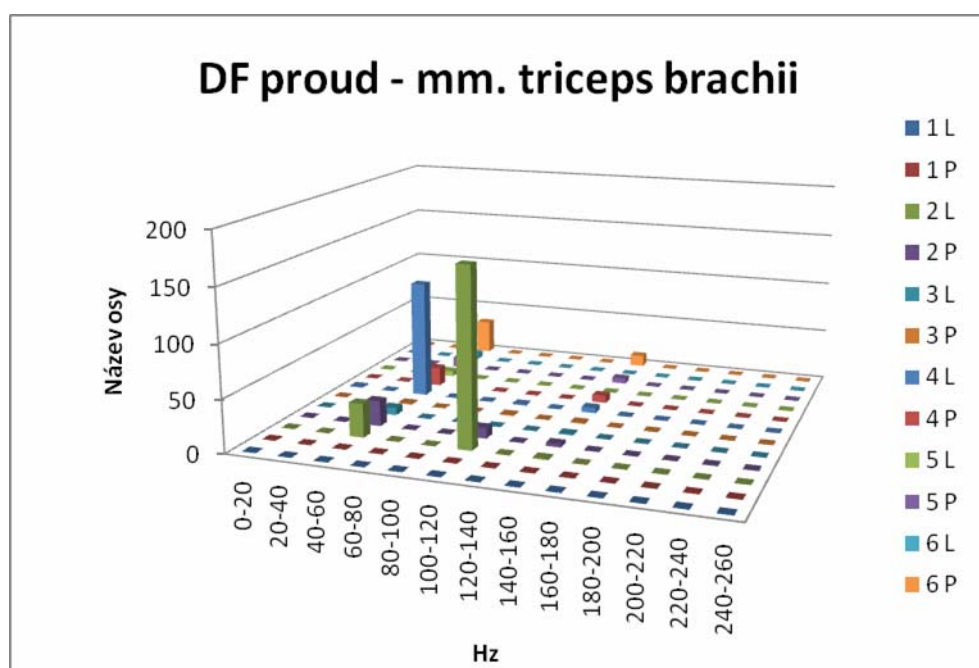
Graf 18: DF proud - mm. paravertebrales u jednotlivých probandů.

U aplikace DF proudu jsem naměřil elektrickou aktivitu na vzdálenějších svodech od místa aplikace (svod m. trapezius, m. triceps brachii, m. biceps femoris oboustranně). I na těchto svodech byl výkon ( $\mu V^2$ ) velmi nízký při porovnání se svody z místa aplikace DD proudů (mm. paravertebrales), s výjimkou probanda číslo 2, který dosáhl nejvyšších hodnot výkonu na svodech mm. trapezii a to  $2610 \mu V^2$  vlevo a  $4095 \mu V^2$  vpravo.

Pro porovnání naměřených hodnot elektrické aktivity na svodech mm. trapezii a mm. triceps brachii mezi jednotlivými probandy při aplikaci MF proudu uvádím grafy číslo 19. a 20. Pro zanedbatelné hodnoty výkonu svodu na m. biceps femoris jsem nevytvořil graf pro hodnocení tohoto svalu.



Graf 19: DF proud – svod mm. trapezii u jednotlivých probandů.



Graf 20: DF proud – svod mm. trapezii u jednotlivých probandů.

## **Souhrn naměřených výsledku při aplikaci DD proudu typu MF a DF na svodech mm. paravertebrales:**

Při porovnání naměřených hodnot a vizuální analýze jsem došel závěru, že elektrický proud aplikovaný na lidskou tkáň se objevuje i v jiných než aplikovaných frekvencích a to v násobcích aplikované frekvence elektrického proudu. Toto se prokázalo při přesnější analýze konkrétních frekvencí. Tyto násobky měly tendenci klesat na výkonu u všech probandů.

### **5.1.4.4. Hodnocení šíření elektrického potenciálu do vzdálených svalů**

Po ukončení analýz a hodnocení všech naměřených výsledků, jsem došel k závěru, že DD proudy přesahují hranici drážděného svalu, avšak hodnoty výkonu jsou velmi nízké, až zanedbatelné, a to zejména na svodech na m. biceps femoris u všech probandů s horní hranicí  $52 \mu V^2$ , které dosáhl proband č. 2. Na svodech paravertebrálního svalu ipsilaterálně s místem aplikace dosahoval signál stotisícových hodnot výkonu. Z grafů 15. a 18. v této kapitole je čitelné, že aplikovaný proud o určité frekvenci ztrácí na výkonu u všech probandů, a to již na kontralaterálních svodech od místa aplikace.

Při vizuálním hodnocení parametrů, a to zejména svodů vzdálenějších od místa aplikace jednotlivých probandů, bylo tedy nutné stanovit hranici zanedbatelnosti hodnot výkonu signálu a odlišit artefakty. Hodnoty, které nebyly desetkrát vyšší než hodnoty naměřené při testech interferujícího šumu, jsem tedy označil za zanedbatelné, či artefakty z přístroje PhySys (Zimmer Medizin System) nebo šumy způsobené samotným snímacím EMG Noraxon.

Výkon signálu na vzdálenějších svodech (m. triceps brachii, m. biceps femoris, m. trapezius) probandů 1, 5, 6, se nevyšplhal přes výše uvedenou hranici (desetkrát vyšší než hodnoty výkonu naměřené při testech interferujícího šumu). U probanda 3 na m. trapezius a u probanda 4 na svodu levého m. triceps brachii (caput longut) výkon signálu překročil stanovenou hranici (viz. výše). Nejvyšších hodnot výkonu, a to i na vzdálených svodech, dosáhl proband s číslem 2, jediný mužského pohlaví ve sledované skupině. Hodnoty na svodech m. trapezius bilaterálně přesahovaly  $1000 \mu V^2$ , a to zejména u DF proudu, svod m. triceps brachii byl větší než  $100 \mu V^2$ . Tedy hranice byla překročena mnohonásobně. Pro porovnání přikládám tabulku č. 5.

	ČÍSLO PROBANDA					
<b>FREKVENCE 50 Hz</b>	1	2	3	4	5	6
m. trapezius sin.		999 $\mu V^2$	XXXX	XXX	XXX	XXX
m. trapezius dx.		1460 $\mu V^2$	XXX	XXX	XXX	XXX
m. triceps brach. sin.		XXXX	XX	XXXX	XX	XX
m. triceps brach. dx.		XXX	X	XXX	XXX	XXX
m. biceps fem. sin.	XXX	XXX	XXX	XXX	XX	XX
m. biceps fem. dx.	X	XXX	X	XXX	XXX	X
<b>FREKVENCE 100 Hz</b>	1	2	3	4	5	6
m. trapezius sin.	X	2610 $\mu V^2$	XXXX	XX	XXX	XX
m. trapezius dx.	X	4095 $\mu V^2$	XXX	XXX	XXX	XX
m. triceps brach. sin.		XXXX		X		
m. triceps brach. dx.		X	X			
m. biceps fem. sin.		XXX	X			
m. biceps fem. dx.		XX	X			

Tabulka 5: Hodnoty výkonu  $\mu V^2$  elektrické aktivity na vzdálenějších svodech při aplikaci MF a DF proudu.

X - hodnoty výkonu do 5  $\mu V^2$   
 XX - hodnoty výkonu do 10  $\mu V^2$   
 XXX - hodnoty výkonu do 100  $\mu V^2$   
 XXXX - hodnoty výkonu do 200  $\mu V^2$

V tabulce jsou sledované pouze frekvence (50 a 100 Hz) dle typu aplikovaného DD proudu. Avšak mimo ně se objevovaly na vzdálenějších svodech i jiné frekvence. U aplikace 50 Hz (MF proud) se jednalo o 100 Hz a 150 Hz. Výkon byl však téměř zanedbatelný s výjimkou probanda č. 2, kde byly hodnoty vyšší než 100  $\mu V^2$ . U aplikační frekvence 100 Hz (DF proud) se naopak zobrazila frekvence 50 Hz, ale hodnoty výkonu byly vždy vyšší než při aplikaci 50 Hz (tzn. větší než 100 Hz, 150 Hz). K šíření tedy docházelo, ale elektrický proud měl i jinou frekvenci než aplikovanou.

#### 5.1.4.5. Hodnocení výzkumu ve vztahu ke stanoveným hypotézám

**Hypotéza č. 1:** *Šíření elektrického potenciálu v organismu bude při stimulaci přesahovat lokalitu drážděného svalu.* Z celkového hodnocení naměřených výsledků vyplývá, že **hypotéza č. 1 se potvrdila**. Při stimulaci přesáhlo šíření elektrického potenciálu lokalitu drážděného svalu. Je ale diskutabilní, zda naměřené hodnoty výkonu na vzdálenějších svodech, pohybujících se v desítkách  $\mu V^2$ , můžeme považovat za směrodatné z hlediska šíření elektrického potenciálu do vzdálenějších svalů, když výkonu na svodech v místě aplikace přesahuje statisíce  $\mu V^2$ .

**Hypotéza č. 2:** *Šíření proudů bude rozdílné u různých frekvencí DD proudů (50 Hz, 100 Hz),* **nebyla potvrzena**. Rozdílný typ proudů neměl vliv na vzdálenost šíření od místa aplikace, avšak lišily se výkonem. Při aplikaci DF (100 Hz) proudu byly naměřené hodnoty výkonu vyšší než u MF (50 Hz) pouze na svodech v místě aplikace a kontralaterálně. Již na kontralaterální straně od místa aplikace (levý m. paravertebralis) docházelo k markantnímu poklesu výkonu proudu. Hodnoty výkonu na vzdálenějších svodech od místa aplikace byly ryze individuální. Společným trendem u všech probandů byly vyšší hodnoty výkonu na vzdálenějších svodech při aplikaci MF proudu. Rozdíl hodnot byl ale minimální. Kromě vysílané frekvence se zde objevily i jiné frekvence a to u MF (50 Hz) jsem zaznamenal frekvenci 100 Hz a naopak u DF (100 Hz) frekvenci 50 Hz. Otázkou je, zda je tato reakce (transformace frekvence) přirozená pro lidské tělo.



## 6. DISKUZE

Pro diplomovou práci jsem si vybral problematiku, která je i v současnosti plná nevysvětlených a ne zcela podložených teorií. Informace o elektroterapii jsou stále čerpány z literatury, která je jedinou směřodátnou a zatím dostupnou k danému tématu. O této skutečnosti jsem se osobně přesvědčil při vyhodnocování výsledků mého výzkumu, kdy jsem narazil na otázky, na které není jednoznačná odpověď, např. čím jsou způsobeny násobky aplikované frekvence, které jsem naměřil při zpracování této diplomové práce. Proto se chci těmto otázkám věnovat právě v této kapitole, ve snaze o apel k dalšímu studiu šíření elektrické energie v lidském organismu a přesnějšímu pochopení léčebných účinků elektrického proudu v živé tkáni. Elektroterapie je v současnosti velkým komerčním trendem a je na místě využít maximálního léčebného efektu.

Studie potvrdila, že dochází k šíření elektrického proudu i na vzdálenější svaly. Výkon na vzdálenějších svalech byl na rozdíl od statistických hodnot v místě aplikace (levý m. paravertebralis) řádově v desítkách  $\mu V^2$  či nulový. Rozdílná frekvence měla vliv na šíření elektrického proudu v lidském organismu pouze ve vztahu s výkonem proudu. Naměřené hodnoty všech probandů vykazovaly vyšší výkon na vzdálenějších svodech při aplikaci MF, avšak s rozdílem minimálním. Vzdálenost šíření od místa aplikace nebyla rozdílnou frekvencí ovlivněna.

Je zřejmé, že šíření elektrického proudu je velmi individuální projev organismu. Záleží zde na mnoha aspektech, a to na vodivosti kůže, potivosti kůže, množství podkožního tuku a hydrataci probanda, které značně ovlivňují vstupní signál do živého organismu. Vstup elektrického proudu do lidského organismu závisí především na specifickém odporu kůže (Uhrová, a kol.). Elektrická impedance kůže člověka může být také závislá na věku, pohlaví, rase, anatomické pozici kůže, přítomnosti nebo nepřítomnosti ochlupení. Dle Cartera (1979) má na šíření proudu vliv velikost, četnost a tvar vlny elektrického proudu. Dalším faktorem je pohyb, který probíhá za vzniku akčního potenciálu, což se projeví vzestupem snímaného signálu. Tento faktor jsem se při měření snažil ovlivnit a dá se říci, že vyřadit.

Dalším bodem diskuze jsou tzv. interferující šумы, které se značně promítají do výsledné analýzy. Tyto šумы, jsou záznamy signálu z elektrických zařízení v blízkosti

pacienta, v našem případě se tedy jedná o snímací EMG Noraxon a aplikační PhySys (Zimmer Medizin System) s frekvencí 50 Hz. Nejen šумы z elektrických zařízení, ale i pohybové artefakty vznikající na rozhraní mezi elektrodou a kůží a artefakty vznikající pohybem kabelu mezi elektrodou a zesilovačem (mají většinou frekvenci okolo 20 Hz), se mohou promítnout do měření (Sodeberg, 1992, Dufek 1996). Tyto artefakty jsou velmi dobře vidět na spektrálních analýzách interferujícího šumu u jednotlivých probandů v kapitole příloh. Šумы o frekvenci 50 Hz jsou viditelné na všech sledovaných svalech probandů. Horní hranice výkonu těchto šumů byla  $58 \mu V^2$ . Artefakty s frekvencí 20 Hz se objevovaly velmi individuálně na svodech jednotlivých probandů. Výkon těchto artefaktů nepřesahoval  $4 \mu V^2$ . Šумы neboli artefakty ovlivňují záznam EMG signálu a je potřeba je zohlednit při analýze dat. Nelze zcela jednoznačně rozlišit, zda nárůst hodnot naměřené elektrické aktivity na svodech vzdálenějších svalových skupin byl způsoben právě těmito šумы z okolních zařízení, nebo lze vzestup výkonu elektrické aktivity přičíst mnou zkoumanému šíření elektrického proudu v tkáni lidského organismu. Do metodologie pro další studie daného tématu, by bylo vhodné zahrnout opatření, která by tyto artefakty eliminovala.

Na frekvenčním spektru se vyskytly také násobky aplikované frekvence, které měly tendenci klesat na výkonu u všech měření. Tyto parametry jsou stále v procesu zkoumání bez podložených výsledků. Otázkou tedy je, jakým systémem jsou tyto násobky způsobeny. Kdybych výsledky experimentu převedl na elektroterapii v praxi, kdy autoři Capko a Poděbradský (1998) popisují rozdílné účinky určité frekvence DD proudů (dynamogenní – 50 Hz, analgetický – 100 Hz), mohl bych násobky aplikované frekvence považovat za rušivé ve vztahu s požadovaným účinkem aplikovaného proudu. Frekvenční spektrum násobků aplikované frekvence bylo od 50 Hz (MF proud) nebo 100 Hz (DF proud) až do 650 - 700 Hz (dle typu proudu). Účinek frekvencí v tomto rozmezí není v literatuře popsán, je tedy otázkou: Jaké účinky budou mít násobky aplikované frekvence elektrického proudu na lidský organismus nebo jestli se smíšením násobků aplikované frekvence smísí i účinek elektrického proudu na lidskou tkáň?

Do hypotéz a cílů této diplomové práce jsem původně zahrnul i otázku adaptace lidské tkáně na aplikovaný proud, která právě při aplikaci těchto proudů vzniká za určitý čas. Proto je nutné při aplikaci procedury měnit některé parametry proudu (intenzita, délka

aplikace), (Capko, 1998). Zvolenou metodikou pro výzkum nelze tento parametr objektivně změřit. Spektrální analýza rychlou Fourierovou transformací informuje o výkonu frekvence aplikovaného proudu v jeden časový moment. Pro měření adaptace lidského organismu bychom potřebovali do analýzy zahrnout jednotku času.

Každý jednotlivec má jiný práh dráždivosti, což se projevilo, jak u hledání motorických bodů sledovaných svalů, tak i při intenzitě aplikovaného proudu. Z toho usuzuji, že i reakce organismu na aplikovaný proud včetně šíření budou velmi rozdílné.

Vzhledem k hodnotám elektrické aktivity ze svodů vzdálenějších svalů od místa aplikace, lze předpokládat především lokální účinek DD proudů. Pro praktické využití elektroterapie u pacientů s kontraindikacemi (např. kovovými implantáty) by bylo nutné nashromáždit větší množství dat, aby bylo možno tyto kontraindikace s jistotou eliminovat.

Domnívám se, že moje práce vnese do budoucna řadu dalších otázek a hypotéz pro vznik následujících studií této problematiky a naměřená data pomohou některé z nich objasnit. Věřím, že na základě mé studie a studií mých kolegů, ale hlavně experimentů, které budou navazovat na mojí práci, dojde k pozitivním změnám při využívání elektroterapie v praxi. Za přínosné by bylo zahrnout do studie šíření elektrického proudu skupiny probandů určitého věku, váhy, pohlaví, s indikací elektroterapie, která by poukázala na faktory ovlivňující šíření elektrického proudu.

## **7. ZÁVĚR**

Po porovnání dat získaných při měření interferujících šumů a z aplikace MF a DF proudů všech probandů mohu říci, že DD proudy přesahují hranici drážděného svalu, a to hlavně díky výsledku 2. probanda, který vykazuje elektrickou aktivitu výrazně větší, než

ostatní probandi zejména na svodech m. triceps brachii. Diskutabilní je, zda byl vzestup hodnot způsoben aplikačním přístrojem PhySys (Zimmer Medizin System) nebo jde o mnou zkoumané šíření elektrického proudu v tkáni lidského organismu.

Rozdílná frekvence 50 Hz a 100 Hz nějak neovlivnila výsledky šíření do vzdálenějších svalových skupin. DF proud (100Hz) dosahoval sice vyšších hodnot výkonu u všech probandů, ale jen na svodech mm. paravertebrales vlevo a vpravo. U ostatních sledovaných svalů tomu bylo naopak. MF proud (50 Hz) vykazoval vyšší výkon než DF proud (100 Hz) u všech probandů, nicméně hodnoty výkonu byly ryze individuální. Objevily se zde i jiné než aplikační frekvence.

Současně probíhající studie mých kolegů, které se zabývaly stejnými hypotézami při použití odlišných proudů (TENS proudy, interferenčních proudů), využily stejných probandů mého výzkumu. U studie TENS proudů vykazuje proband č. 2. (jediný muž zkoumaného souboru) také vyšší hodnoty výkonu než, ostatní probandi. Nabízí se zde hypotéza: Může být šíření elektrického proudu ovlivněno pohlavím zkoumaného probanda. U studie interferenčních proudů nedocházelo k šíření elektrické aktivity do vzdálenějších svalů od místa aplikace, což by mohlo souviset dle Cartera (1979) s velikostí, četností a tvarem vlny elektrického proudu. K odpovědi by pomohla studie, která by zahrnula větší soubor probandů mužského a ženského pohlaví.

## 8. POUŽITÉ ZKRATKY

AA	alergická anamnéza	PDK	pravá dolní končetina
apod.	a podobně	PDK	Pravá dolní končetina
atd.	a tak dále	pr.	proud
BMI	Body Mass Index	RA	rodinná anamnéza
CNS	centrální nervový systém	Rp.	Příbalová informace
CNS	Centrální nervová soustava	SA	sociální anamnéza
CV	Constant voltage	Tab.	tabulka
DD	Diadynamické proudy	tj.	to je
dx.	dextra	tzn.	to znamená
el.	elektrický	viz.	„lze vidět“
EMG	elektromyelograf	μs	mikrosekunda
f.	frekvence	μV <sup>2</sup>	Mikrovolt <sup>2</sup>
FA	farmakologická anamnéza		
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu		
GA	gynekologická anamnéza		
Hz	Hertz		
kol.	kolektiv		
m.	musculus		
m.b.	Motorický bod		
mA	miliampér		
n.	nervus		
např.	například		
NO	nynější onemocnění		
OA	osobní anamnéza		
Obč.	občanský		
obr.	obrázek		
PA	pracovní anamnéza		

## 9. SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ

### 9.1. Obrázky

Obrázek 1: Schéma akčního potenciálu, (Trew, Everett 2005).....	1
Obrázek 2: Schéma DD proudu: (Poděbradský, 1998). ....	1
Obrázek 3: Druhy pulzní složky diadynamických proudů: (Capko, 1998).....	30
Obrázek 4: nervosvalová ploténka, (Deuschel, 1999). ....	39
Obrázek 5: Vyvolaný svalový akční potenciál, (Low, Reed, 2003). ....	44
Obrázek 6: Schéma měření rychlosti nervového vedení, (Low, Reed, 2003). ....	45
Obrázek 7: měření vzdálenosti motorického bodu na m.biceps femoris. ....	47
Obrázek 8: schéma zapojení snímacích a EMG aplikačních elektrod (a, b – aplikační elektrody).....	48

### 9.2. Tabulky

Tabulka 1: Rozdělení kontaktní terapie, (Poděbradský, 1998; Capko, 1998). ....	25
Tabulka 2: Orientační tabulka indikací DD - proudu (Poděbradský, 1998).....	35
Tabulka 3: Faktory ovlivňující obsah EMG signálu (Gerleman, 1992). ....	42
Tabulka 4: Přehled intenzit proudů u jednotlivých probandů v mA. ....	50
Tabulka 5: Hodnoty výkonu $\mu V^2$ elektrické aktivity na vzdálenějších svodech při aplikaci MF a DF proudu...71	

### 9.3. Grafy

Graf 1 – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém přístroji. ....	51
Graf 2 – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém přístroji. ....	52
Graf 3: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 1.....	54
Graf 4: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 1.....	54
Graf 5: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 2.....	56
Graf 6: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 2.....	56
Graf 7: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 3.....	57
Graf 8: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 3.....	58
Graf 9: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 4.....	59
Graf 10: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č.4.....	60
Graf 11: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č.5.....	61
Graf 12: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č.5.....	62
Graf 13: Grafické znázornění elektrické aktivity MF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 6.....	63
Graf 14: Grafické znázornění elektrické aktivity DF proudů jednotlivých svodů u probanda č. 6.....	64
Graf 15: MF proud - svod mm. paravertebralis u jednotlivých probandů.....	65
Graf 16: MF proud - svod mm. triceps brachii u jednotlivých probandů. ....	66
Graf 17: MF proud - svod mm. trapezii u jednotlivých probandů. ....	67

Graf 18: DF proud - mm. paravertebrales u jednotlivých probandů.....	68
Graf 19: DF proud – svod mm.trapezii u jednotlivých probandů. ....	69
Graf 20: DF proud – svod mm.trapezii u jednotlivých probandů. ....	69

## 10. POUŽITÉ ZDROJE

1. AMBLER, Z.: *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. Karolinum, Praha 2004. ISBN 80 - 7262 - 433 - 4 .
2. BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, Carlo J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by their Electromyography*. 5. ed. Baltimore, USA: Williams & Wilkins, c1985. 561 s. ISBN 0 - 683 - 00414 - X.
3. BLAŽEK, V. *Základy neurofyzologie a neuroanatomie člověka, Antropologie chování 1*, Plzeň: Aleš Čeněk, 2006. ISBN 80 - 86898 - 63 - 6.
4. BONICA, J. J.: *Advances in neurology*, Vol. 4. International Symposium on Pain New York: Raven Press, 1974.
5. CALTA, J., Machálek, Z., Vacek, J.: *Základy fyzikální terapie pro praxi*. Refor, 1994.
6. CAPKO, J.: *Základy fyziatrické léčby*. Praha. Grada publishing 1998, 396. ISBN 80 - 7169 - 341 - 3.
7. CARTER, A., MORLEY, R.: *Electric current flow through human skin at power frequency voltages*, [online]. Dostupné na:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1008941/?tool=pmcentrez;page=1>, 5.2.2010.
8. DE LUCA, G., *Fundamental concepts in EMG signal acquisition*. Delsys. 2001.
9. DEUSCHEL, G., EISEN, A.: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Suplementum - 52* Elsevier, 1999.
10. DUFEK, J.: *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1995. ISBN 80 - 7013 - 208 - 6
11. FISH, R., M., GEDDES, L. A.: *Conduction of Electrical Current to and Through the Human Body*, [online]. Dostupné na:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2763825/?tool=pmcentrez>, 14.3.2010.
12. FUNK, R., MONSEES, T., OZKUCUR, N., 2008, *Electromagnetic effects – From cell biology to medicine* [online]. Dostupné na:  
[http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B7GJ3-4TG8K8N-](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B7GJ3-4TG8K8N-)



, 10.12.2009.

13. GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*, 1. vydání, Jinočany: Nakladatelství a vydavatelství H&H, 1995. ISBN 80 - 85787 - 36 - 9
14. GEDDES, L. A.: *Physics, Physiology and electrotherapy*, The Physiologist, 1984.
15. GERLEMAN, G. D., COOK, T. M.: *EMG instrumentation*, [online]. Dostupné na: <http://www.cdc.gov/niosh/pdfs/91-100-b.pdf>. 15.12.2009.
16. HUPKA, J., KOLESÁR, J., ŽALOUDEK, K.: *Fyzikální terapie*. Praha, Avicenum 1988.
17. HUPKA, J.: *Fyzikální terapie*. Martin: Osveta. 1993
18. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S.: *Praktická elektromyografie*. [s. l.] : [s.n.], 1994. ISBN 80 - 7013 - 181- 1.
19. KAHN, J.: *Principles and practice of electrotherapy*. New York: Churchill Livingstone, 1994. ISBN 0 - 443 - 08919 - 1.
20. KASMAN, G., WOLF, S.: *Noraxon Surface EMG manual*, Noraxon 2006, USA.
21. KASMAN, G.: *Using surface elektromyography. Rehab management* 2002, USA, dostupné na: <http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>, 12.1.2010.
22. KELLER, O. *Obecná elektromyografie: Fyziologické základy a elektrofyzilogická vyšetření*. [s. l.] : Triton, 1999. ISBN 80 - 7254 - 047 - 5.
23. KITCHEN, S., BAZIN, S.: *Electrotherapy: evidence-based practice*. Edinburgh; New York : Churchill Livingstone, 2002.
24. KRHUT, J.: 2003. *Elektrofyzilogické vyšetřovací metody v urologii*. Urologie pro praxi 2003/4, p. 1 – 7.
25. KŘIVOHLAVÝ, J.: *Bolest její diagnostika a psychoterapie*. IDVPZ: Brno 1992:68.
26. LAMB, R., HOBART, D.: *Anatomic and physiologic basis for surface Electromyography*, [online]. Dostupné na: <http://www.cdc.gov/niosh/pdfs/91-100-b.pdf>, 12.12.2009.
27. LEVEAU, B., ANDERSSON, G.: *Output forms: Data analzsis and applications – interpretation of the Electromyographic signal*, [online]. Dostupné na: <http://www.cdc.gov/niosh/pdfs/91-100-b.pdf>, 12.12.2009.

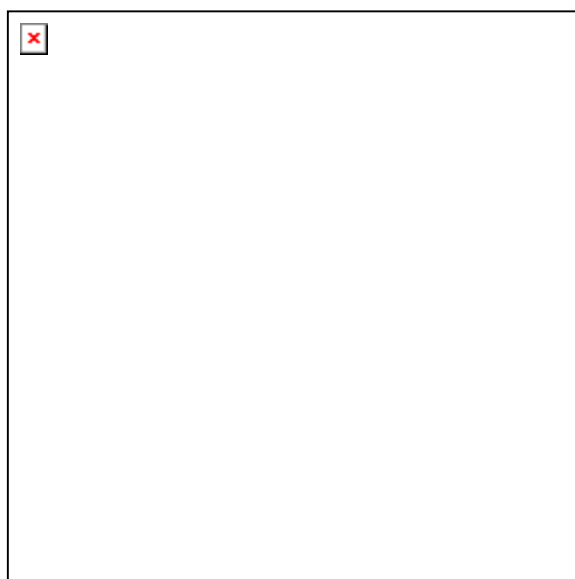
28. LOW, J., REED A.: *Electrotherapy explained – principles and practice*. 2003 by Butterwoth Heinemann, ISBN 0 - 7506 - 4149 - 5.
29. MACINTOSH, B. R., GARDINER, P. F., Mc COMAS, A. J.: *Skeletal muscle form and fiction*. Human kinetics, sec. ed., 2006. ISBN: 0 - 7360 - 4517 - 1.
30. MARRAS, W.: Overview of Electromyography in ergonomics, [online]. Dostupné na: <http://www.cdc.gov/niosh/pdfs/91-100-b.pdf>, 12.12.2009.
31. MELZACK R.: *Záhada bolesti*. Avicenum: Praha 1978, 192.
32. MELZACK, R., VETER, P., FINCH, L.: *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Low Back Pain. A Comparison of TENS and Massage for Pain and Range of Motion. Physical Therapy*. Number 4, April 1983.
33. MELZACK, R., WALL, P. D.: *Pain mechanism: a new theory*. Science 1965; ISBN 150 - 971-979.
34. MOUREK, J.: *Fyziologie, učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha. Grada publishing 2005, ISBN 80 - 247 - 1190 - 7.
35. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J.: *Medicínská biofyzika*. Grada publishing 2005, ISBN 80 – 247 – 1152 – 4.
36. NORDIN, M., FRANKL, V. H.: *Basic biomechanics of the musculoskeletal systém*. Lippincott Williams and Wilkins 2001, 3rd ed. ISBN: 0 - 683 - 30247 - 7.
37. PALMIERI, R. M. – INGERSOLL, CH. D. – HOFFMAN, M. A. *The Hoffmann Reflex: Methodologic Consideations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research, Journal of Athletic Training* Sep. 2004, vol. 39, [online], Dostupné na: <[http:// www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC522151/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC522151/)>, 22.11.2009.
38. PÁNEK, D., ČEMUSOVÁ, J., PAVLŮ, D., Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 4,2009, p. 177-180. ISSN 1211 – 4353.
39. PÁNEK, D., HORÁČKOVÁ, Š., BENDOVÁ, P., MERKER, N., MEZSAROŠOVÁ, M., PAVLŮ, D., 2004. *Cílená elektrostimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 5,2005, p. 41-44. ISSN 1211 - 2658.

40. PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R.: *Fyzikální terapie – manuál a algoritmy*. Praha. Grada publishing 2009. ISBN 978 - 80 - 247 - 2899 - 5.
41. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA I.: *Fyzikální terapie I*. Praha. Grada publishing 1998, 264. ISBN 80 - 7169 - 661 – 7.
42. PODĚBRADSKÝ, J.: 1998. *Oblíbené omyly a chyby při aplikaci fyzikální terapie – část II. – elektroterapie včetně distanční a kombinované, magnetoterapie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, roč. 5, č. 4, 1998, p. 1-37. ISSN 1211 - 2658.
43. POKORNÝ, J.: *Přehled fyziologie člověka I. díl*, 1. vydání, Praha: Univerzita Karlova v Praze, Nakladatelství Karolinum, 2001. ISBN 80 - 246 - 0228 - 8.
44. PRENTICE, W. E.: *Therapeutic modalities for physical therapists*. 1994 by Mosby-Year Book. 2002. ISBN 0 - 07 - 137693 - 5.
45. RAEZ, M. B. I., HUSSAIN, M. S., MOHD-YASIN, F.: *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*, [online]. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/?tool=pmcentrez>, 11.12.2009.
46. REDFERN, M.: Effects on Electromyographic output, [online]. Dostupné na:
47. ROBINSON, A. J., MACKLER, L. S.: *Clinical electrophysiology – electrotherapy and electrophysiology testing*, Lippincott Williams and Wilkins 2008. ISBN 0 - 7817 - 4484 - 9.
48. ROKYTA, R. :*Fyziologie*. Praha: ISV nakladatelství, 2000. ISBN 80 - 85866 - 45 - 5.
49. ROKYTA, R.: *Patofyziologie bolesti s ohledem na klinické souvislosti*. In: Rokyta, R., Kršiak, M., Kozák, J.: Bolest. Praha 2006.
50. SCAGLIONI, G., NARICI, M. V., MAFFIULETTI, A., PENSINI, M., MARTIN, A.: *Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave*, [online]. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2342873/?tool=pmcentrez>, 13.3.2010.
51. SODEBERG, G. L.: *Recording techniques in EMG*, [online]. Dostupné na:
52. STEJSKAL, L. a spolupracovníci *Evokované odpovědi a jejich klinické využití*, 1. vydání, Praha: Praha Publishing, 1993.

53. SVATOŠ, J. *Biologické signály I, Geneze, zpracování a analýza*, 2. vydání, Praha: Vydavatelství ČVUT, 1998. ISBN 80 - 01 - 01822 - 9.
54. TREW, M., Everett, T.: *Human movement*. Churchill livingstone – Elsevier, 2005. ISBN: 0 - 443 - 07446 - 1.
55. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80 - 247 -0512 – 5.
56. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing, 1996, 1. vydání. ISBN 80 –7169 - 257 - 3.
57. UHROVÁ, H., a kol.: *Laboratorní cvičení z fyziky*. VŠCHT, Praha.
58. VARSÍK, P., ČERNÁČEK, J.: *neurologická propedeutika – Základy vyšetřovania a diagnostiky v neurológii*. Bratislava. S+S Typografik 2004, ISBN 80 - 968663 - 5 - 4.
59. VOKURKA, M., HUGO J. a kol., *Velký lékařský slovník*. Praha: Maxdorf s.r.o., 2005, ISBN 80 - 7345 - 058 - 5.

## 11. PŘÍLOHY

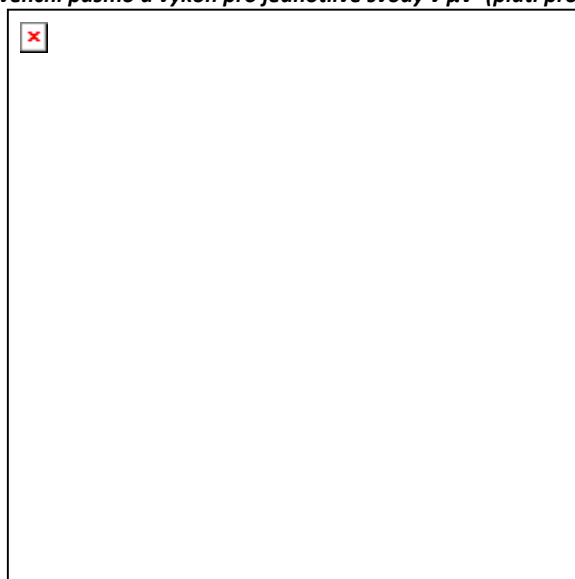
### 11.1. Proband 1 – testy interferujícího šumu, MF, DF



**Graf č. 1. – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 1. Frekvenční pásmo a výkon pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

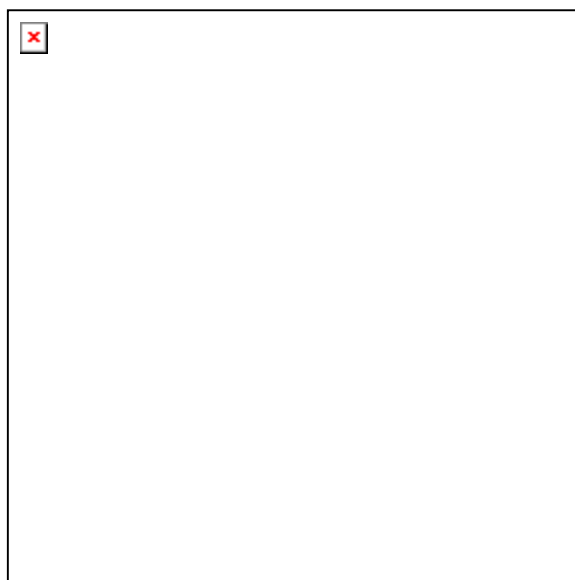


**Graf č. 2. – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	1	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
RT LAT. TRICEPS	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

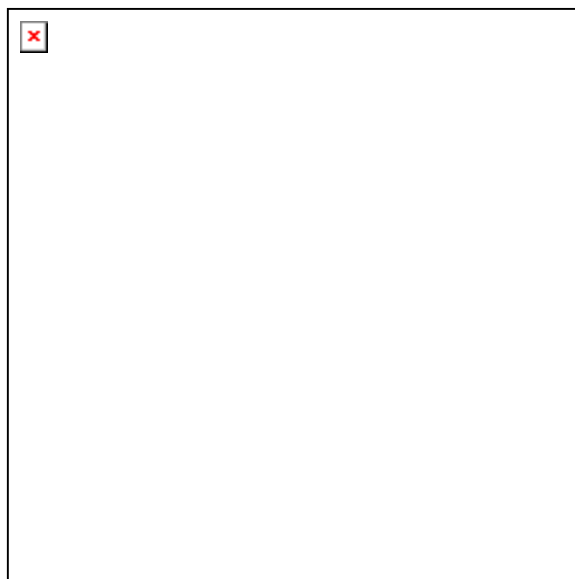
Tab. č. 2. Frekvenční pásmo a výkon pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).



Graf č. 3. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 50 Hz.

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	761	26	25067	11	35	22236	6	16846	7	14	11140	3	6436
RT LUMBAR ES	9	3	2322	2	3	2030	1	1553	2	1	1077	1	671
LT UPPER TRAP.	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	18	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 3. Frekvenční pásmo a výkon pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).

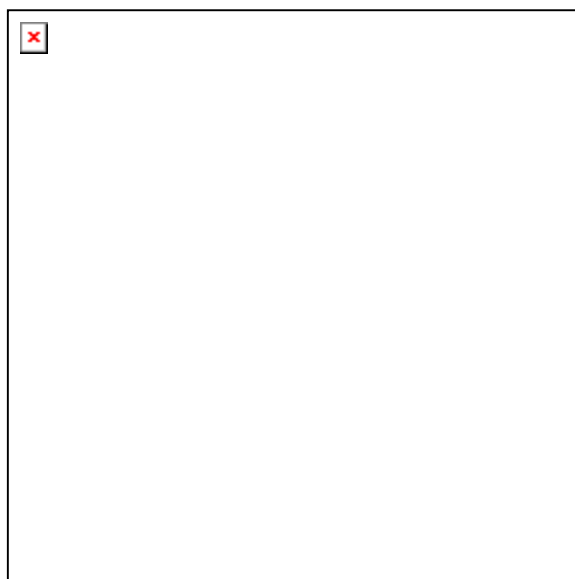


**Graf č. 4. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 100 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	186375	57	43	88	3905	701893	113	49	50	877	170015	35	17
RT LUMBAR ES	9	4	15	18	811	144210	22	10	10	198	44546	7	3
LT UPPER TRAP.	2	1	0	0	0	3	0	0	0	0	1	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0	1	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	18	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 4. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

## 11.2. Proband 2 – testy interferujícího šumu, MF, DF

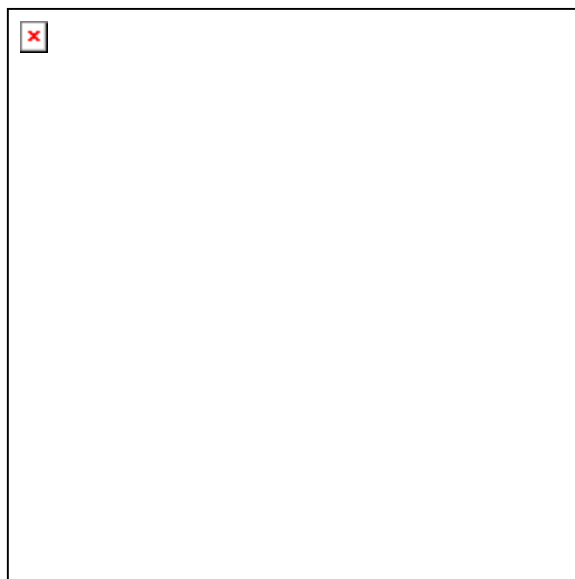


**Graf č. 1. – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, uV* $\mu$ V*s	2	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	3	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	1	0	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	12	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 1. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu$ V<sup>2</sup> (platí pro graf nad tabulkou).**

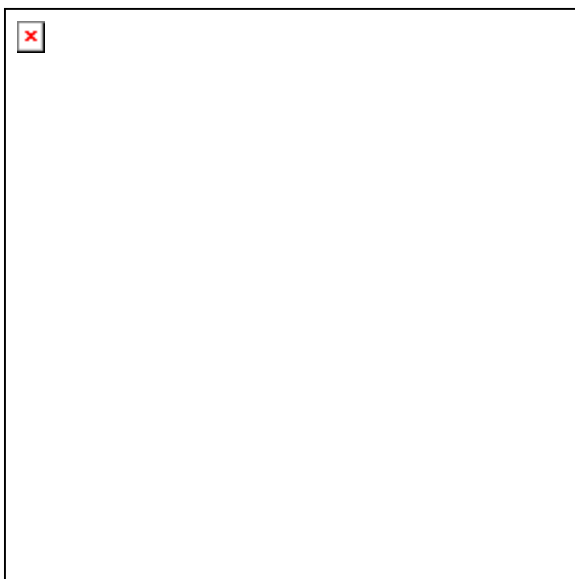




**Graf č. 2. – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	2	0	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	2	1	21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	1	1	2	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	5	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	15	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

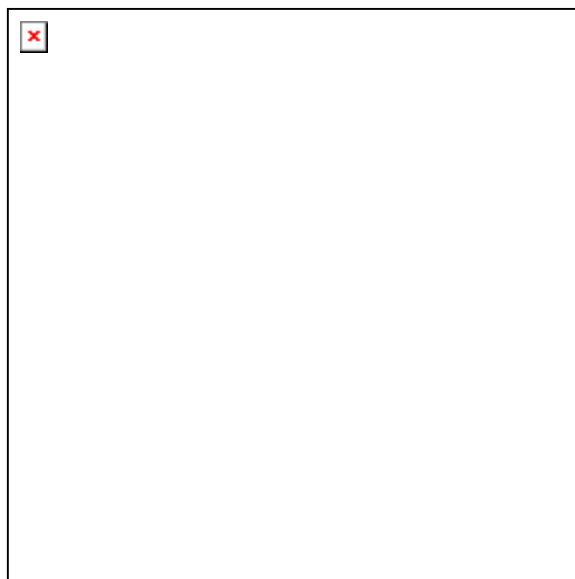
**Tab. č. 2. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 3. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 50 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	137270	13	509925	107	869	178971	11	20560	3	44	4163	4	20473
RT LUMBAR ES	551	10	207905	37	406	101763	6	23523	2	9	530	0	2249
LT UPPER TRAP.	3	1	999	0	2	504	0	133	0	0	8	0	3
RT UPPER TRAP.	1	0	1460	0	3	744	0	198	0	0	12	0	4
LT LAT. TRICEPS	0	0	107	0	0	37	0	11	0	0	1	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	34	0	0	3	0	4	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	52	0	0	7	0	2	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	22	0	0	2	0	1	0	0	0	0	0

**Tab. č. 3. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

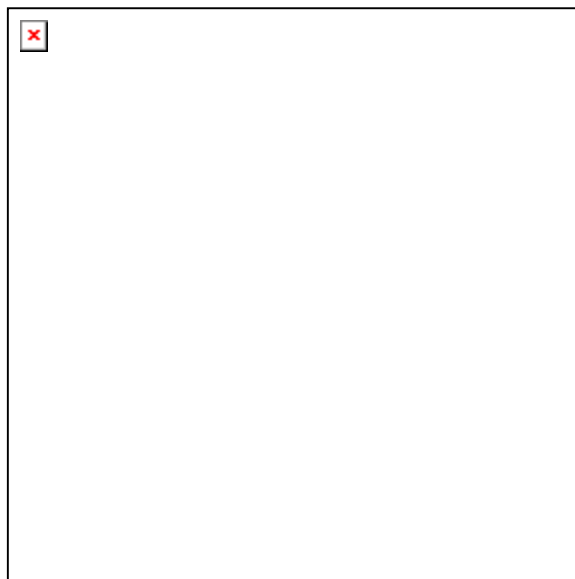


**Graf č. 4. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 100 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	579	6	11	5	494	795757	5	4	2	102	1089	2	2
RT LUMBAR ES	323	3	32	2	120	561675	2	5	0	2	291	0	4
LT UPPER TRAP.	3	1	1	0	1	2610	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	1	0	1	0	1	4095	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	32	0	0	168	0	1	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	24	0	0	10	0	3	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	34	0	0	49	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	16	0	0	16	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 4. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

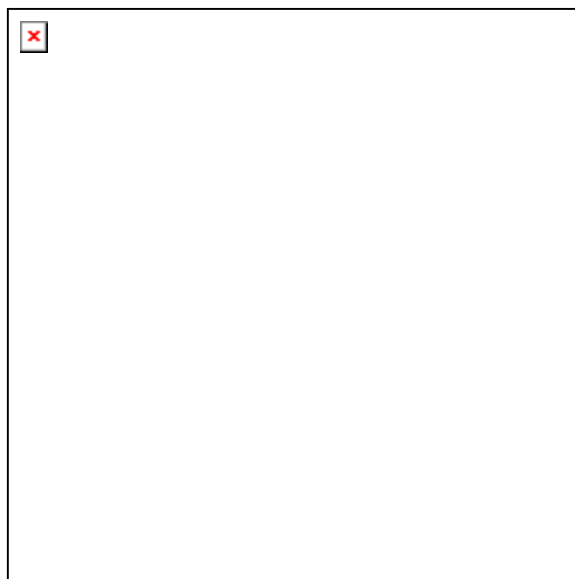
### 11.3. Proband 3 – testy interferujícího šumu, MF, DF



**Graf č. 1. – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	2	1	2	2	1	1	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	2	3	3	3	1	1	1	1	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	5	4	7	2	1	1	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	11	6	8	4	2	1	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	1	3	5	3	2	2	1	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	1	2	2	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0

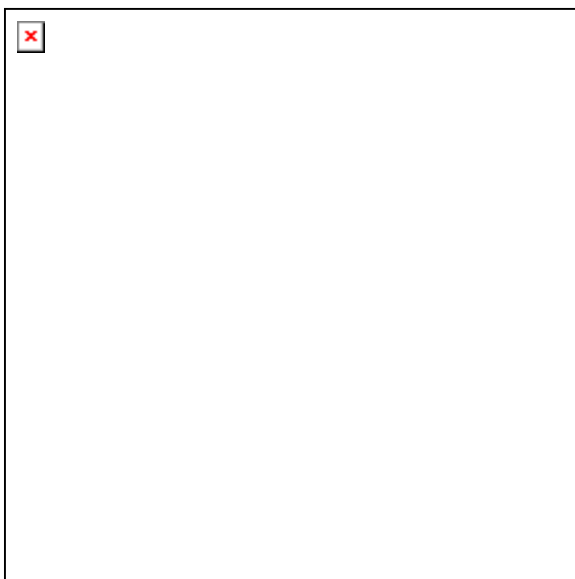
**Tab. č. 1. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 2. – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	11	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	1	2	4	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0

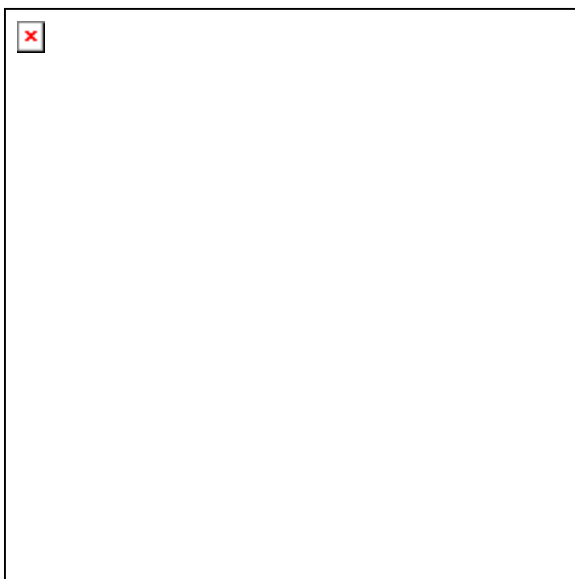
**Tab. č. 2. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 3. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 50 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	182567	260	418848	90	2858	187859	46	40771	30	37	546	7	10446
RT LUMBAR ES	930	74	154257	43	1277	85641	21	27495	17	38	2639	3	920
LT UPPER TRAP.	2	1	182	0	1	101	0	36	0	0	6	0	1
RT UPPER TRAP.	1	0	23	0	0	14	0	5	0	0	1	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	10	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	40	0	0	2	0	1	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	4	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 3. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

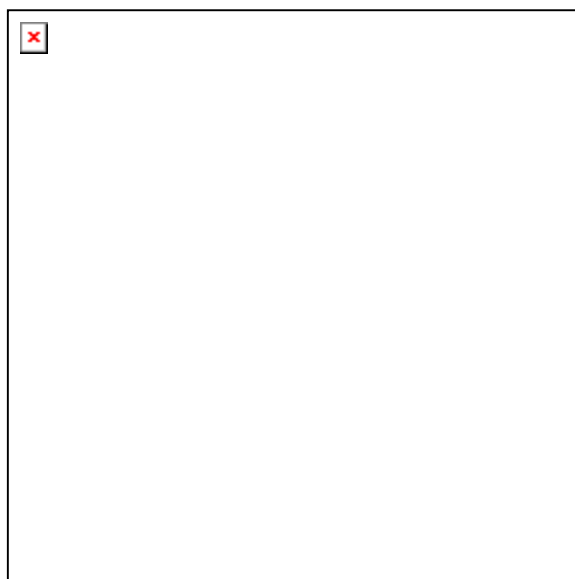


**Graf č. 4. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 100 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V$	63273	43	51	117	8821	806525	103	36	25	353	74570	10	4
RT LUMBAR ES	11	8	12	28	2004	183431	25	9	8	115	27536	2	1
LT UPPER TRAP.	2	1	0	0	2	196	0	0	0	0	30	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	1	1	1	25	0	0	0	0	4	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	7	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	26	0	0	4	0	0	0	0	1	0	0
RT BICEPS FEM.	1	3	5	2	1	2	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 4. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

#### 11.4. Proband 4 – testy interferujícího šumu, MF, DF

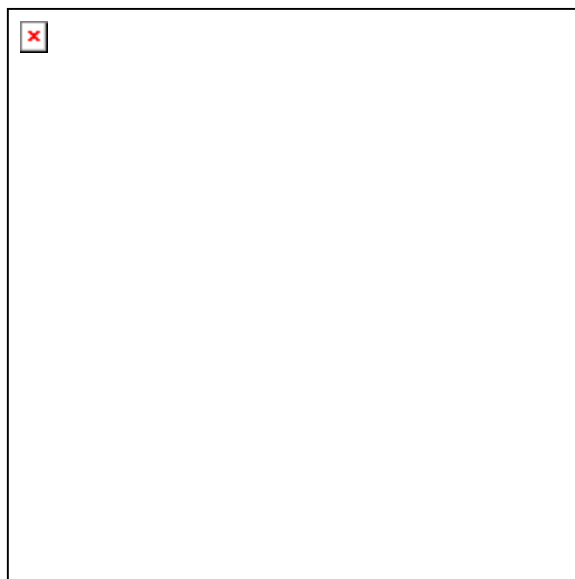


**Graf č. 1. – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	5	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	1	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	39	0	0	0	0	4	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 1. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

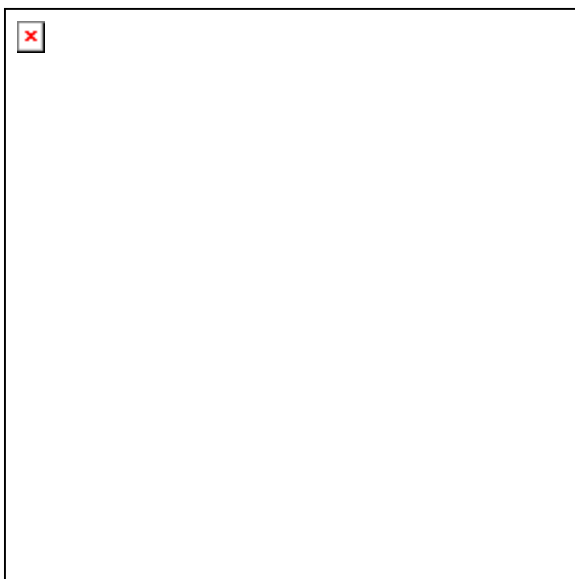




**Graf č. 2. – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	1	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	1	0	19	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	11	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

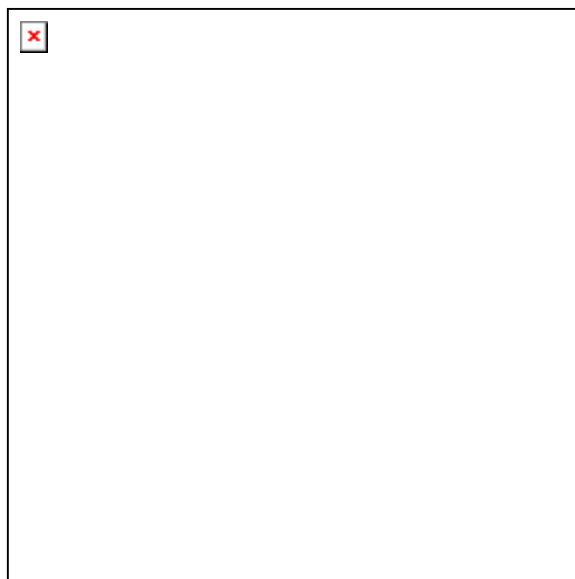
**Tab. č. 2. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 3. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 50 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	101450	58	283915	174	2343	148136	72	47117	24	89	5008	8	3468
RT LUMBAR ES	23	15	55314	31	495	34239	15	14603	7	30	3653	1	677
LT UPPER TRAP.	2	1	16	0	0	10	0	4	0	0	1	0	0
RT UPPER TRAP.	2	0	43	0	0	28	0	13	0	0	3	0	1
LT LAT. TRICEPS	1	0	116	0	0	2	0	6	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	21	0	0	0	0	8	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	2	0	31	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	2	0	13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 3. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

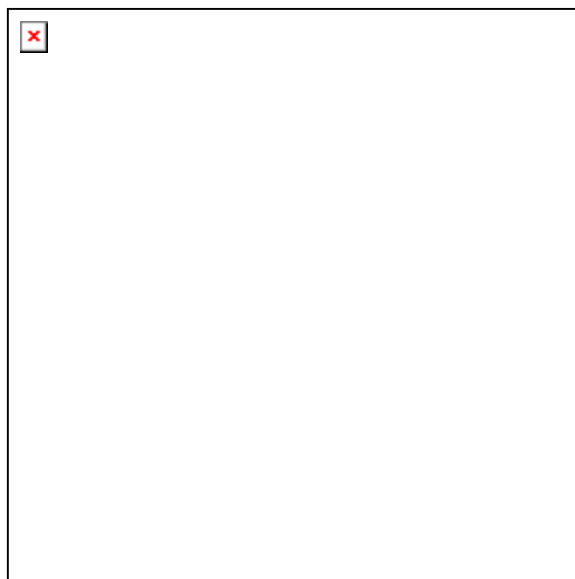


**Graf č. 4. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 100 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V$	5444	5	14	22	2101	264002	43	19	17	507	93533	18	7
RT LUMBAR ES	5	1	3	2	184	23767	4	2	2	45	9029	2	1
LT UPPER TRAP.	2	1	1	0	0	7	0	0	0	0	3	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	2	0	0	20	0	1	0	0	8	0	0
LT LAT. TRICEPS	1	0	113	0	0	1	0	5	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	18	0	0	0	0	7	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	1	0	19	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 4. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

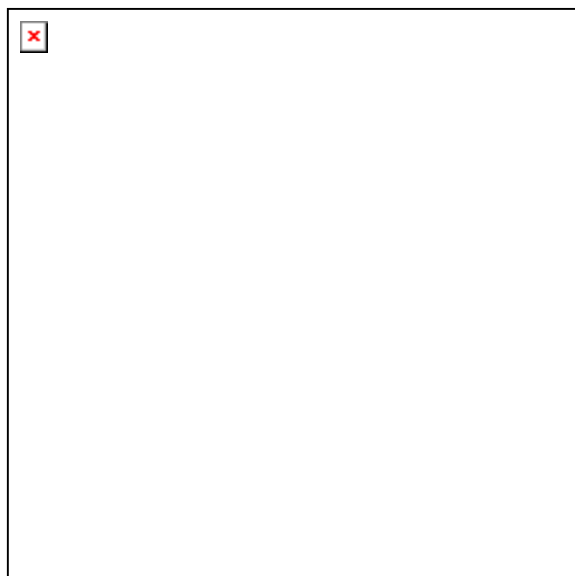
## 11.5. Proband 5 – testy interferujícího šumu, MF, DF



**Graf č. 1. – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	4	2	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	1	0	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	1	1	15	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	2	58	1	0	0	0	4	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

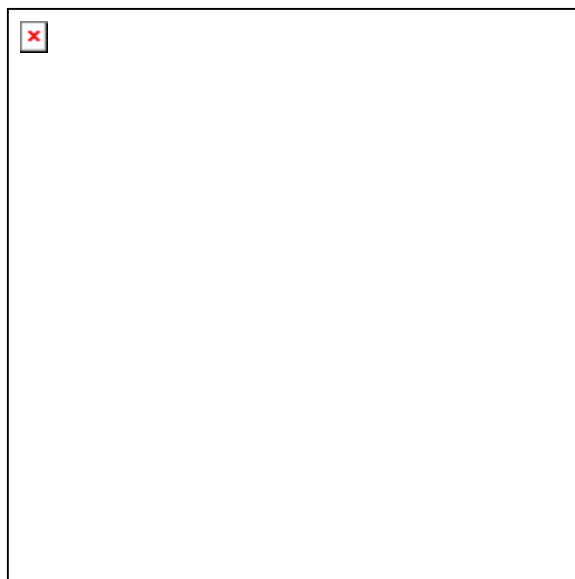
**Tab. č. 1. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 2. – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES,	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	10	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

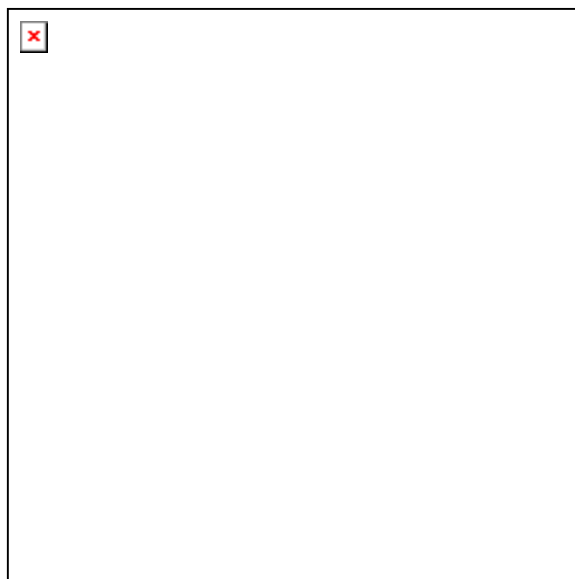
**Tab. č. 2. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 3. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 50 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V$	117866	177	285482	69	2362	154018	50	51717	28	97	4911	5	2018
RT LUMBAR ES	17	35	72287	23	720	45895	16	20717	12	68	5506	1	806
LT UPPER TRAP.	3	1	14	0	0	8	0	3	0	0	1	0	0
RT UPPER TRAP.	1	0	11	0	0	6	0	3	0	0	1	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	11	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 3. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

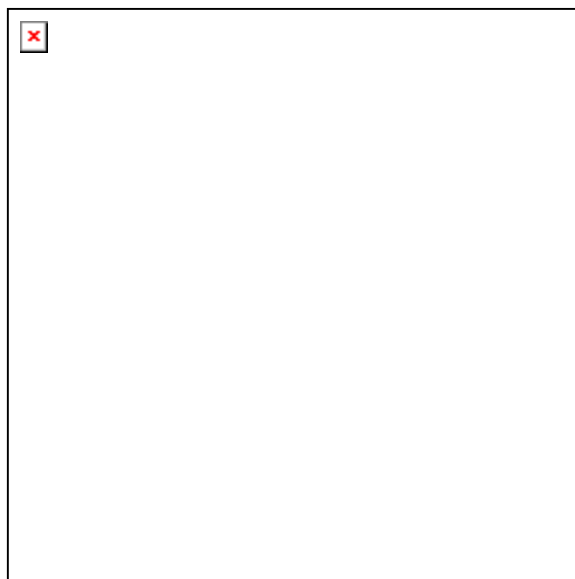


**Graf č. 4. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 100 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	33793	27	45	79	4530	549429	61	19	8	576	103522	36	16
RT LUMBAR ES	4	1	10	8	573	71925	9	2	1	81	16860	6	2
LT UPPER TRAP.	2	0	1	0	0	15	0	0	0	0	3	0	0
RT UPPER TRAP.	1	0	1	0	0	10	0	1	0	0	2	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	10	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 4. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

## 11.6. Proband 6 – testy interferujícího šumu, MF, DF

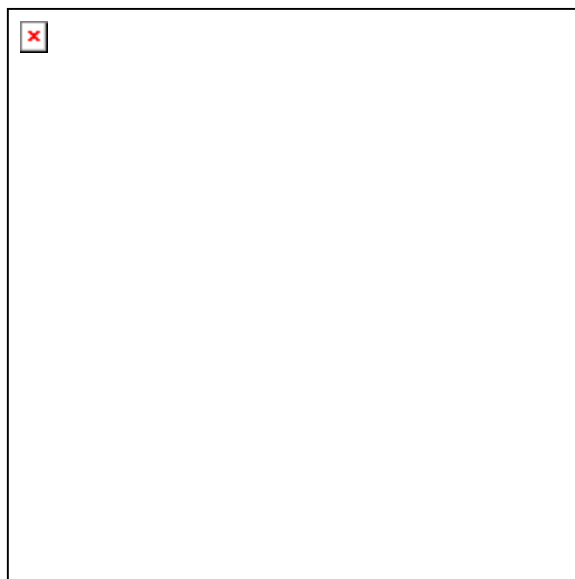


**Graf č. 1. – Speciální charakteristika EMG záznamu při vypnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	4	2	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	1	0	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	1	1	15	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	2	58	1	0	0	0	4	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 1. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**

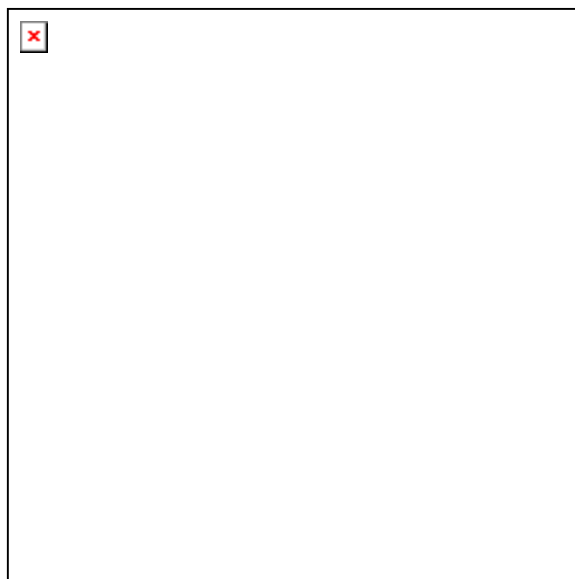




**Graf č. 2. – Speciální charakteristika EMG záznamu při zapnutém Zimmer Elektromedizin (test interferujícího šumu).**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V \cdot \mu V \cdot s$	1	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LUMBAR ES	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
LT UPPER TRAP.	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	19	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	25	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

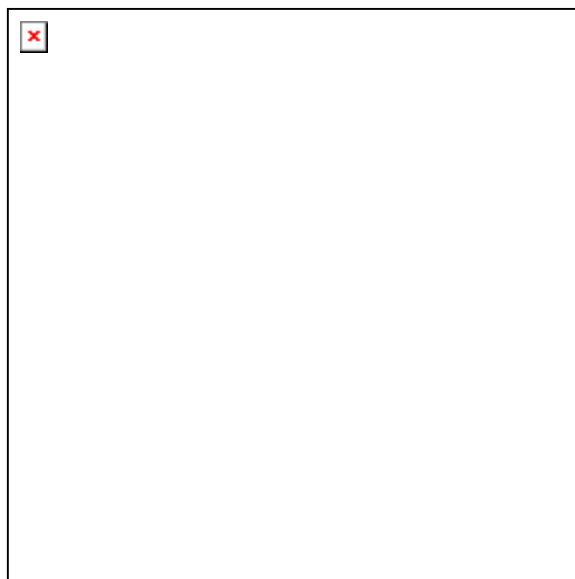
**Tab. č. 2. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 11. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 50 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V^2$	196770	39	328478	16	342	160568	10	60032	9	72	9534	4	3095
RT LUMBAR ES	7	5	50087	3	75	32981	2	15433	3	13	4705	0	1044
LT UPPER TRAP.	1	0	19	0	0	10	0	6	0	0	2	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	53	0	0	15	0	16	0	0	2	0	1
LT LAT. TRICEPS	0	0	7	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	28	0	0	1	0	9	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 11. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V^2$  (platí pro graf nad tabulkou).**



**Graf č. 11. – Speciální charakteristika EMG záznamu při frekvenci 100 Hz.**

Hz	0-20	20-40	40-60	60-80	80-100	100-120	120-140	140-160	160-180	180-200	200-220	220-240	240-260
LT LUMBAR ES, $\mu V$	18035	20	37	50	2680	321919	40	19	18	561	109687	23	11
RT LUMBAR ES	5	1	4	3	141	17572	2	1	1	32	7029	1	1
LT UPPER TRAP.	1	0	2	0	0	5	0	1	0	0	3	0	0
RT UPPER TRAP.	0	0	24	0	0	8	0	8	0	0	3	0	0
LT LAT. TRICEPS	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT LAT. TRICEPS	0	0	33	0	0	0	0	11	0	0	0	0	0
LT BICEPS FEM.	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
RT BICEPS FEM.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tab. č. 12. Frekvenční pásmo a amplituda pro jednotlivé svody v  $\mu V$  (platí pro graf nad tabulkou).**

## 11.7. Žádost o vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné diplomové práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Šíření proudu v tkáni živého organismu při aplikaci Diadynamických proudů

**Forma projektu:** diplomová práce

**Autor** (hlavní řešitel): Bc. Jaroslav Šmelhaus

**Školitel** (v případě studentské práce): PhDr. Jitka Čemusová

**Popis projektu:** Studie bude zaměřena na zdravé probandy, u kterých bude sledováno šíření v tkáních lidského organismu, při aplikaci Diadynamických proudů. Jako objektivizační metodu použijí EMG s plošnými elektrodami. Bude sledována tendence změn charakteru elektrického signálu a výsledná naměřená data budou srovnávána s ostatními studiemi. Bude sledováno celkem 6 probandů. Měření bude probíhat jednorázově.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Nebude využito žádných invazivních metod.

**Etické aspekty výzkumu:** Nebudou zkoumány osoby, jejichž anamnestické údaje vykazují veškeré známky pro kontraindikaci elektroterapie.

**Informovaný souhlas:** Pacient bude obeznámen s průběhem výzkumu a bude mu předložen k podpisu informovaný souhlas.

V Praze dne:

Podpis autora:

### Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.

Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.

Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: .....

dne: 07.6.2010  
12.3.2010

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**



*Jan Heller*  
podpis předsedy EK

## 11.8. Vzor informovaného souhlasu

### Informovaný souhlas

Název klinické studie:

#### **Šíření proudu a adaptabilita tkání živého organismu při aplikaci Diadynamických proudů**

Popis klinické studie:

Studie bude zaměřena na zdravé probandy, u kterých bude sledována adaptace a šíření tkání organismu při aplikaci Diadynamických proudů. Jako objektivizační metodu EMG s plošnými elektrodami. Bude sledována tendence změn charakteru elektrického signálu a výsledná naměřená data budou srovnávána s ostatními studiemi. Bude sledováno celkem 5 probandů. Nebude využito žádných invazivních metod. Pacient bude obeznámen s průběhem výzkumu a bude mu předložen informovaný souhlas k podpisu.

Informovaný souhlas:

- Přečetl jsem si informaci o klinické studii a bylo mi umožněno položit řešiteli odpovědnému za studii jakýkoliv dotaz ohledně průběhu klinické studie, jak před tak během jejího konání.
- Víím, že účast ve studii je dobrovolná a že od ní mohu kdykoliv bez udání důvodů odstoupit.

**Souhlasím s účastí v klinické studii a zveřejněním výsledků studie.**

Jméno probanda:

Datum:

Podpis:

Jméno řešitele: Bc. Jaroslav Šmelhaus

Datum:

Podpis: